

**VŠB - Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra měřicí a řídicí techniky**

**Vestavěný senzorový systém pro sběr a vyhodnocování  
biomedicínských dat v reálném čase**

**Embedded Sensors System for Real Time Biomedical Data  
Acquisition and Analysis**

**Ostrava, 2011**

**Tereza Otáhalová**

## **Prohlášení**

*Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně.*

*Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.*

.....  
*Tereza Otáhalová*

*Datum odevzdání diplomové práce: 6. května 2011*

## **Poděkování**

Chtěla bych touto cestou velmi poděkovat vedoucímu mé diplomové práce panu Ing. Davidu Valovi za cenné rady, konzultace a připomínky spojené s vypracováním mého úkolu.

## **Abstrakt**

Předmětem diplomové práce je návrh prototypu vestavěného senzorového systému pro sběr a vyhodnocení biomedicínských dat. Má za úkol seznámit s problematikou měření životních funkcí a zpracování dat v reálném čase a návrh mobilního vestavěného systému pro měření biometrických dat. Hlavním cílem diplomové práce je realizace prototypu senzorového systému. Údaje snímané z těla měřené osoby jsou v reálném čase přenášena do nadřazeného systému, kde jsou zpracovávána, vyhodnocována a archivována. K přenosu dat do nejbližšího nadřazeného systému je využito rozhraní bluetooth.

Práce je rozdělena do dvou částí. První část práce seznamuje s obecným úvodem do měření životních funkcí a následného zpracování biometrických signálů. Dále se zabývá nejčastěji monitorovanými životními funkcemi, uvádí jejich přehled a fyziologický základ popsaných diagnostických metod používaných pro jejich snímání. Druhá část popisuje návrh zařízení a jeho praktickou realizaci.

## **Klíčová slova**

Biosenzor, senzorový systém, biotelemetrie, elektrokardiografie.

## **Abstrakt**

The subject of this thesis is the design of an embedded sensor system prototype for the collection and evaluation of biomedical data. Its purpose is to present the theme of vital signs measurements and real-time data processing and the proposal of mobile embedded system for biometric data measurement. The main aim of this master thesis is the realization of a sensor system prototype. Captured data from the measured person are transmitted into the host system in real time, where they are processed, evaluated and archived. Bluetooth technology is used to transfer data from the nearest host system.

The thesis is divided into two sections. The first section presents a general introduction to the measurement of the vital functions and the subsequent processing of biometric signals. It also deals with the most frequently monitored life functions, provides their overview and the physiological basis of diagnostic methods used in order to capture them. The second section describes the equipment design and its practical implementation.

## **Key words**

Biosensors, sensor system, biotelemetry, electrocardiography.

## Seznam použitých symbolů a zkratek

A/D - analogově/digitální

$c_{\text{HbO}_2}$  - koncentrace oxyhemoglobinu [mol/dm<sup>3</sup>]

$c_{\text{RHb}}$  - koncentrace deoxyhemoglobinu [mol/dm<sup>3</sup>]

Cl<sup>-</sup> - iont chlóru

CS - z angl. chip select - sériový port

dB - decibel

DPS - deska plošného spoje

EEG - elektroencefalografie

EGG - elektrogastrografie

EKG - elektrokardiografie

EMG - elektromyografie

ENG - elektroneurografie

EOG - elektrookulografie

EP - evokované potenciály

ERG - elektorretinografie

$f_{\text{max}}$  - maximální frekvence [Hz]

$f_v$  - frekvence vzorkování [Hz]

g - tíhové zrychlení [m/s<sup>2</sup>]

GHz - gigahertz

IEEE - z angl. Institute of Electrical and Electronics Engineers - Institut pro elektrotechnické a elektronické inženýrství

ISM - z angl. industrial, scientific and medical - průmyslový, vědecký, lékařský

IO - integrovaný obvod

I2C - sériová sběrnice typu multi-master

K<sup>+</sup> - iont draslíku

kB - kilobajt

kBd - kilobaud

kHz - kilohertz

kΩ - kiloohm

l - litr

LA - z angl. left leg - levá noha

LSB - nejméně významný bit

mA - miliampér

min - minuta

mm - milimetr

mV - milivolt

mW - miliwatt

Mb - megabit

MHz - megahertz

MISO - komunikační linka sběrnice SPI pro předávání dat od Slave k Masteru

MOSI - komunikační linka sběrnice SPI pro předávání dat od Masteru k Slave

MΩ - megaohm

Master - řídící zařízení systému

N - počet

Na<sup>+</sup> - iont sodíku

NTC - z angl. negative temperature coefficient - negativní teplotní koeficient

PTC - z angl. positive temperature coefficient - pozitivní teplotní koeficient

RA - z angl. right leg - pravá noha

s - sekunda

SaO<sub>2</sub> - nasycení arteriální krve kyslíkem [%]

SCK - časovací linka sběrnice SPI

SDI - z angl. serial data input - vstupní data sériového portu

SDO - z angl. serial data output - výstupní data sériového portu

Slave - vedlejší zařízení systému

SMD - z angl. surface mount device - součástka pro povrchovou montáž plošných spojů

SPC - hodiny sériového portu

SPI - z angl. serial peripheral interface - sériové periferní rozhraní

SS - linka sběrnice SPI pro výběr zařízení typu Slave

SvO<sub>2</sub> - nasycení žilní krve kyslíkem [%]

TK - tlak krve

UART - z angl. universal asynchronous receiver/transmitter - univerzální asynchroní přijímač/vysílač

Upp - napětí špička - špička [V]

μA - mikroampér

μPa - mikropascal

°C - stupeň celsia

# Obsah

<b>1</b>	<b>ÚVOD .....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>MĚŘENÍ ŽIVOTNÍCH FUNKCÍ.....</b>	<b>2</b>
2.1	VZNIK A SNÍMÁNÍ BIOELEKTRICKÝCH SIGNÁLŮ .....	2
2.1.1	<i>Elektrické děje na buněčné membráně .....</i>	<i>2</i>
2.1.2	<i>Akční potenciál.....</i>	<i>3</i>
2.1.3	<i>Biopotenciálové elektrody .....</i>	<i>4</i>
2.2	TYPY BIOLOGICKÝCH SIGNÁLŮ .....	5
2.3	ARTEFAKTY .....	6
2.3.1	<i>Technické (fyzikální) artefakty .....</i>	<i>6</i>
2.3.2	<i>Biologické artefakty.....</i>	<i>6</i>
<b>3</b>	<b>PŘENOS DAT A ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU.....</b>	<b>7</b>
3.1	SIGNÁL, JEHO VÝZNAM A POPIS .....	7
3.2	DĚLĚNÍ SIGNÁLŮ .....	7
3.3	ANALGOVÉ A ČÍSLICOVÉ SIGNÁLY.....	8
3.1	SBĚR A PŘEDZPRACOVÁNÍ .....	8
3.1.1	<i>Analogově-digitální převod.....</i>	<i>9</i>
3.2	PŘENOS SIGNÁLU .....	9
3.2.1	<i>Bluetooth .....</i>	<i>9</i>
3.2.2	<i>WiFi.....</i>	<i>10</i>
<b>4</b>	<b>PŘEHLED MOŽNÝCH SNÍMANÝCH VELIČIN PRO TELEMETRII PILOTA.....</b>	<b>12</b>
4.1	BIOELEKTRICKÉ SIGNÁLY .....	12
4.1.1	<i>Elektrokardiografie .....</i>	<i>12</i>
4.1.2	<i>Elektroencefalografie .....</i>	<i>12</i>
4.1.3	<i>Evokované potenciály.....</i>	<i>13</i>
4.1.4	<i>Elektromyografie.....</i>	<i>13</i>
4.1.5	<i>Elektrogastrografie .....</i>	<i>13</i>
4.1.6	<i>Elektroneurografie .....</i>	<i>13</i>
4.1.7	<i>Elektrookulografie.....</i>	<i>13</i>
4.1.8	<i>Elektroretinografie.....</i>	<i>14</i>
4.2	BIOMECHANICKÉ SIGNÁLY .....	14
4.2.1	<i>Měření krevního tlaku .....</i>	<i>14</i>
4.2.2	<i>Tep.....</i>	<i>14</i>
4.2.3	<i>Akcelerometrie .....</i>	<i>14</i>
4.2.4	<i>Dechová frekvence .....</i>	<i>15</i>
4.3	TEPELNÉ BIOSIGNÁLY .....	16
4.3.1	<i>Teplota.....</i>	<i>16</i>
4.4	BIOCHEMICKÉ SIGNÁLY .....	16

4.4.1	<i>Oxymetrie</i> .....	16
<b>5</b>	<b>MĚŘENÉ VELIČINY PRO TELEMETRII PILOTA</b> .....	<b>18</b>
5.1	ELEKTROKARDIOGRAFIE .....	18
5.1.1	<i>Vznik a průběh elektrokardiogramu</i> .....	18
5.1.2	<i>Technické požadavky</i> .....	19
5.1.3	<i>Poruchy srdečního rytmu</i> .....	19
5.2	TEPOVÁ FREKVENCE.....	21
5.3	DECHOVÁ FREKVENCE.....	22
5.4	TEPLOTA.....	22
5.5	AKCELEROMETRIE.....	23
<b>6</b>	<b>NÁVRH ZAŘÍZENÍ</b> .....	<b>25</b>
6.1	VÝBĚR VHODNÝCH SOUČÁSTEK .....	25
6.1.1	<i>EKG modul</i> .....	25
6.1.2	<i>Senzor pro měření teploty</i> .....	25
6.1.3	<i>Senzor pro měření zrychlení a polohy</i> .....	26
6.1.4	<i>Komunikační rozhraní</i> .....	26
6.1.5	<i>Mikrokontroler ATmega16L</i> .....	26
6.1.1	<i>Sběrníkový systém</i> .....	27
6.2	SCHÉMA ZAPOJENÍ.....	30
6.2.1	<i>Schéma zapojení obvodu pro měření EKG</i> .....	30
6.2.2	<i>Schéma zapojení obvodu pro měření teploty</i> .....	32
6.2.3	<i>Schéma zapojení obvodu pro měření zrychlení a polohy</i> .....	32
6.2.4	<i>Schéma zapojení komunikace Bluetooth</i> .....	33
6.2.5	<i>Schéma zapojení mikrokontroleru ATmega16L</i> .....	33
6.3	DESKA PLOŠNÉHO SPOJE.....	34
6.4	REALIZACE ZAŘÍZENÍ.....	35
6.4.1	<i>Nastavení obvodu pro měření EKG</i> .....	36
6.4.2	<i>Nastavení obvodu pro měření teploty</i> .....	37
6.4.3	<i>Nastavení obvodu pro měření polohy a zrychlení</i> .....	38
6.4.4	<i>Nastavení komunikace</i> .....	38
<b>7</b>	<b>TESTOVÁNÍ ZAŘÍZENÍ</b> .....	<b>39</b>
<b>8</b>	<b>NÁVRH PROGRAMU A ZOBRAZENÍ NAMĚŘENÝCH HODNOT</b> .....	<b>41</b>
8.1	NÁVRH PROGRAMU.....	41
8.1.1	<i>Okno EKG přehled</i> .....	41
8.1.2	<i>Okno EKG</i> .....	42
8.1.3	<i>Okno Zrychlení</i> .....	43
8.1.4	<i>Okno Tepová frekvence, Dechová frekvence a Teplota</i> .....	44
8.2	OFFLINE ZPRACOVÁNÍ DAT EKG .....	45



<b>9 ZÁVĚR.....</b>	<b>47</b>
<b>POUŽITÁ LITERATURA .....</b>	<b>48</b>

# 1 Úvod

Lékařské přístroje pro monitorování a diagnostiku se stále více stávají přenosnými díky miniaturizaci elektronických obvodů, pokroku ve vývoji baterií (velikosti a výdrži), rozšiřování možnosti bezdrátových technologií a v neposlední řadě snižování cen všech potřebných technologií. Bezdrátovým přenosem biometrických dat se zabývá biotelemetrie, která se v dnešní době stává nedílnou součástí každodenního života.

Stále více se rozvíjí myšlenka bezdrátových systémů s vestavěnými biosenzory, kdy jeden přístroj snímá více životních funkcí. Vyhodnocením monitorovaných veličin je možno sledovat fyzickou a psychickou zátěž snímané osoby a vyhodnotit zátěžové a stresové vlivy. Umožňuje také pozorovat reakce snímané osoby na změny v prostředí. Pomocí vzdáleného monitorování je přístupná reakce podpůrného týmu na neočekávané změny. Tyto změny mohou být fyziologického charakteru, např. změna chování, stres, nebo to mohou být reakce na změny v prostředí. Bezprostřední reakce na případné změny či poruchy životních funkcí může mnohdy zabránit ohrožení života nebo jakékoliv nežádoucí změně zdravotního stavu.

Vestavěný senzorový systém zpracovaný v této diplomové práci je určen pro využití v prototypových vozidlech Kaipan nebo Hydrogenix. Navrhovaný senzorový systém je určen pro snímání životních funkcí a ke zhodnocení aktuálního fyzického stavu pilota vozidla.

Obsahem diplomové práce je seznámení se s problematikou měření životních funkcí a s problematikou zpracování dat v reálném čase. Návrh mobilního vestavěného systému pro měření a sběr dat v reálném čase. Hlavním cílem diplomové práce je realizace prototypu senzorového systému, který sbírá fyziologická a mechanická data pomocí vestavěných senzorů. Toto zařízení obsahuje senzorový systém pro snímání dat. Údaje snímané z těla měřené osoby jsou shromažďovány v nadřazeném systému. Získaná data jsou přenášena přes komunikační rozhraní.

Práce je rozdělena do dvou částí - teoretické a praktické. Teoretická část práce seznamuje s obecným úvodem do měření životních funkcí a teorie zpracování signálu. Dále se zabývá nejčastěji monitorovanými životními funkcemi, uvádí jejich přehled a fyziologický základ popsaných diagnostických metod používaných pro jejich snímání. Rovněž vybírá nejvhodnější metody pro snímání životních funkcí pilota vozidla.

Praktická část se zabývá návrhem prototypu vestavěného senzorového systému. Obsahuje návrh měřicího zařízení, výběr nejvhodnějších součástek pro sestavení prototypu a navržení programu pro sběr a vizualizaci dat. Závěr práce pak shrnuje dosažené výsledky.

## 2 Měření životních funkcí

Vestavěný senzorový systém snímá životní funkce. Tento systém umožňuje snímat biologické a mechanické veličiny, které slouží k vyhodnocení aktuálního stavu snímané osoby. Monitorování vybraných funkcí umožňuje bezprostředně reagovat na případné změny či poruchy životních funkcí a zabránit tak ohrožení života nebo jakékoliv nežádoucí změně zdravotního stavu.

V následující kapitole jsou rozebrány biologické a mechanické veličiny, které je možno na lidském těle snímat. Je naznačen jejich fyziologický základ a jsou vybrány nejvhodnější veličiny pro diagnostiku snímané osoby.

Nejčastěji monitorovanými životními funkcemi jsou elektrická aktivita srdce snímaná diagnostickou metodou zvanou elektrokardiografie a krevní tlak měřený neinvazivním způsobem na paži naloženou manžetou, případně nasycení krve kyslíkem (obsah kyslíku v kapilární krvi). Dalšími parametry pro měření v monitorování životních funkcí jsou tep, dechová frekvence a teplota. Při dlouhodobém monitorování se může dále sledovat míru stresu, okolní hluk, pohyb.

### 2.1 Vznik a snímání bioelektrických signálů

#### 2.1.1 Elektrické děje na buněčné membráně

Pro stanovení rovnováhy na buněčné membráně jsou určující tři charakteristiky částic: elektrický náboj, koncentrace a osmotická aktivita. Buněčná membrána je semipermeabilní, tj. je propustná pouze pro některé částice. Nepropustná je například pro koloidní částice – nitrobuněčné proteiny. [1][8]

Osmotický tlak na vnitřní straně membrány je vyšší a vyrovnává se přesunem odpovídajícího množství vody z vnější strany. Přítomnost makromolekul proteinů uvnitř buňky vede k nerovnoměrnému rozložení difuzibilních iontů na obou stranách membrány. Pro dosažení elektroneutality se vyrovnávají toky difuzibilních iontů draslíku  $K^+$  a iontů chloru  $Cl^-$ . Nakonec vznikne na membráně rovnovážný stav, tzv. Gibbsova-Donnanova rovnováha (1.1): [7][8][10]

$$\frac{RT}{F} \ln \left[ \frac{K^+}{K^+} \right]_e = - \frac{RT}{F} \ln \left[ \frac{Cl^-}{Cl^-} \right]_e \quad (1.1),$$

kde  $R$  je plynová konstanta,  $T$  je teplota ve stupních Kelvina,  $F$  je Faradayův náboj, indexy  $e$  a  $i$  označují koncentraci iontů na vnější a vnitřní straně membrány.

Jedním z výsledků elektrochemických dějů na buněčné membráně je klidový membránový potenciál. Membránový potenciál je rozdíl elektrického potenciálu mezi dvěma stranami biologické membrány. Z fyzikálního hlediska je to napětí na polarizované semipermeabilní membráně. Vzniká jako důsledek působení elektrochemického gradientu iontů a protonů. Průchod většiny látek semipermeabilní membránou není možný volně. Volně mohou přes membránu procházet molekuly rozpustné v tucích a molekuly, které jsou slabě polarizovány. Nabité částice přes membránu prochází za předpokladu, že existuje kanál, kterým by mohly projít, nebo specifický přenašeč. Proto dochází k nerovnoměrnému rozdělení iontů vně a uvnitř membrány. [7][8][10][14]

V klidových podmínkách je membrána semipermeabilní také pro sodné ionty  $Na^+$ . Nepropustí  $Na^+$  do buňky, rozdíl v elektrickém potenciálu buňky tedy není kompenzován přesunem  $Na^+$  a vzniká koncentrační gradient  $Na^+$ . Pohyb  $Cl^-$  je omezen elektrickým gradientem.  $K^+$  ionty, které jsou difuzibilní, jsou v buňkách aktivně akumulovány sodíko-draselnou pumpou. Difundují

podle svého koncentračního gradientu z buňky. Při ustanovení rovnováhy v pohybu všech iontů je membránový potenciál přibližně roven rovnovážnému potenciálu pro  $K^+$ . Hodnotu klidového membránového potenciálu  $E_m$  určuje Goldman-Hodgkin-Katzova rovnice (1.2).

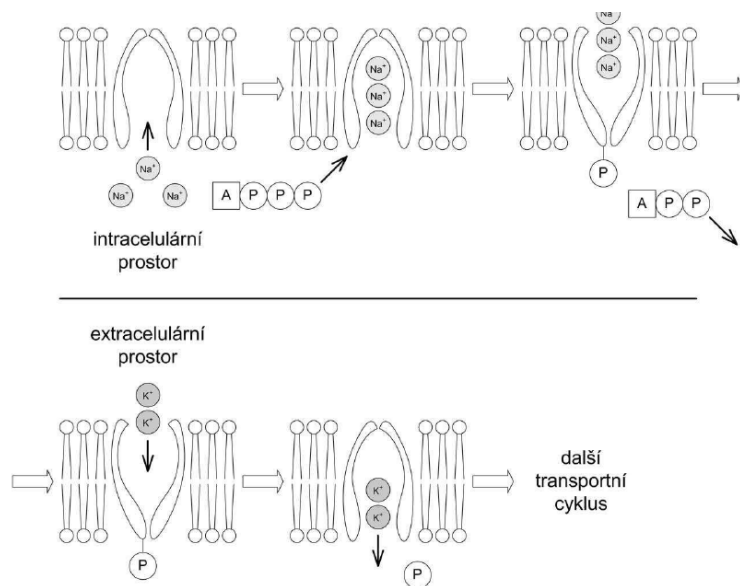
$$E_m = \frac{RT}{F} \ln \frac{P_k \left[ K^+ \right]_e + P_{Na} \left[ Na^+ \right]_e + P_{Cl} \left[ Cl^- \right]_i}{P_k \left[ K^+ \right]_i + P_{Na} \left[ Na^+ \right]_i + P_{Cl} \left[ Cl^- \right]_e} \quad (1.2)$$

Rovnice bere v úvahu transport  $Cl^-$  z buňky a nízkou propustnost membrány pro  $Na^+$  kationy. P vyjadřuje poměrné propustnosti membrány pro jednotlivé ionty.

Mezi vnější a vnitřní částí cytoplasmatické membrány existuje klidový membránový potenciál, jeho hodnota je -30 až -90 mV (u většiny neuronů v lidském těle: -70 až -90 mV). Rozdíl koncentrací iontů vně a uvnitř buňky způsobí, že vnitřní povrch membrány nese záporný náboj, vnější povrch kladný náboj. Klidový membránový potenciál je výsledek rovnováhy, která se stanoví na základě koncentračního a elektrického gradientu jednotlivých iontů. Uvnitř buňky jsou makromolekuly proteinů, které nemohou procházet přes membránu a které nesou záporný náboj. [8][12][13]

## 2.1.2 Akční potenciál

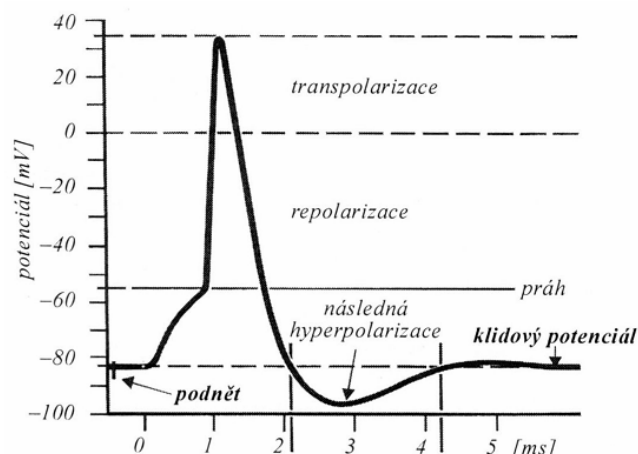
Na napětí v buňce působí vnější i vnitřní vlivy. Napětí na membráně rychle kolísá v rozpětí několika mV. Pokud napětí na membráně stoupne nad určitou hodnotu, otevřou se tzv. sodíkové kanály v cytoplasmatické membráně, které umožní snadný přesun  $Na^+$  skrz membránu (Obr. 1). [7][8][13]



**Obr. 1 Iontové kanály řízené napětím [8]**

Sodíku je větší koncentrace vně buňky a proto se kationty  $Na^+$  začnou přesouvat dovnitř buňky. Napětí v buňce stoupne na +30 mV. Napětí se převrátí, nastává tzv. proces depolarizace. Napětí, při kterém se umožní přesun sodíku, se nazývá akční potenciál (Obr. 2), který má zásadní význam pro šíření signálu v kosterních a nervových buňkách. [8]

Po dosažení kladného napětí okolo +30 mV se sodíkové kanály uzavřou a membránový potenciál se vrátí na hodnotu klidového membránového potenciálu. Po určitou dobu je tvorba akčního potenciálu blokována a pro vývin nového akčního potenciálu je třeba silnější depolarizace.



Obr. 2 Průběh akčního potenciálu [8]

### 2.1.3 Biopotenciálové elektrody

Biopotenciálové elektrody slouží ke snímání, zpracování a záznamu elektrického potenciálu živého organismu a jsou vhodné pro připojení k měřicímu přístroji. Lidské tělo je vodičem druhého druhu, vede elektrický proud prostřednictvím volných iontů extracelulární a intracelulární tekutiny. V elektrotechnice se využívají vodiče prvního druhu, nejčastěji kovy, které vedou proud volnými elektrony. Biopotenciálové elektrody musí umožňovat vodivé spojení těchto dvou vodičů. [8][11][25]

Nejčastěji se využívají povrchové elektrody, kdy jako elektrolyt se využívá solný roztok. Biopotenciálové elektrody jsou aktivními snímači (zdrojem elektrické energie, signálu). Elektrické vlastnosti elektrod jsou dány konstrukčními parametry a místem snímání. [8][11][25]

Všeobecné požadavky na biopotenciálové elektrody:

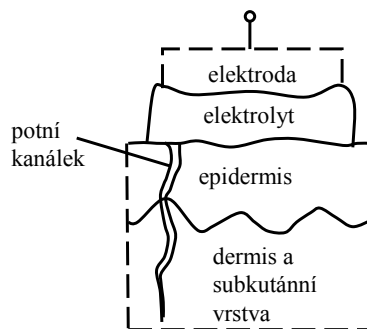
- kvalitní vodivé spojení tkáně a diagnostického přístroje (elektrokardiografu),
- nesmí dráždit kůži,
- materiál elektrod nesmí korodovat,
- musí být sterilní, popř. dát se dezinfikovat či sterilovat.

Pro krátkodobé snímání EKG záznamu se používají stříbrné elektrody prvního druhu (elektrody tvořené z čistého kovu nebo slitiny kovů). Používá se provedení ze slitiny stříbro - nikl (80% Ag, 20% Ni), která je mechanicky odolná. [8][11][24]

Pro dlouhodobé snímání EKG využíváme stříbro - chloridové elektrody pro potlačení polarizace. Jsou to elektrody druhého druhu (elektroda tvořená čistým kovem, pokrytá vrstvou těžko rozpustné soli tohoto kovu). Stříbro - chloridové elektrody se používají častěji. Tvoří je stříbrný drátek nebo plíšek pokrytý vrstvou chloridu stříbrného. Jako elektrolyt se užívá vodný roztok s obsahem chloridových iontů. [8][11][25]

Při snímání biopotenciálu pokožky vzniká kromě potenciálového rozhraní elektroda - elektrolyt ještě další rozhraní mezi elektrolytem a horní vrstvou pokožky. Lidská kůže má tři hlavní části, horní vrstvu epidermis, následuje dermis a spodní subkutánní vrstvu, viz Obr. 3. Epidermis je suchá a méně vodivá než dermis a subkutánní vrstva, které obsahují více vody. [8][11][25]

Při špatném přiložení elektrod a využití špatného elektrolytu dojde ke vzniku vysoké impedance rozhraní elektroda - kůže a tím ke špatnému přenosu. V záznamu se objeví rušivé artefakty. [8]



Obr. 3 Náhradní obvod elektrody v kontaktu s pokožkou [8]

## 2.2 Typy biologických signálů

Biologický signál je fyzikální veličina, která má svůj původ v živém organismu. Z fyzikálního hlediska se biologické signály rozlišují podle původu a vzniku.

### *Bioelektrické signály*

Bioelektrické signály jsou výsledkem elektrických dějů probíhajících na membráně dráždivých buněk. Působí-li na buňku stimul silnější než je její prahová hodnota dráždění, generuje buňka akční potenciál. Lidské tělo je dobrým vodivým prostředím, lze tedy bioelektrické signály vznikající činností vnitřních orgánů snímat pomocí povrchových elektrod. Při snímání a zpracování je nejdůležitější rozkmit signálu (napětí špička – špička Upp) a využívané frekvenční pásmo. Příkladem je EKG, EEG, EMG a další. [8][11]

### *Bioimpedanční signály*

Bioimpedanční signál se získává povrchovými nebo vpichovými elektrodami při aplikaci malých proudů (20  $\mu$ A až 2 mA) na frekvencích 50 kHz až 1 MHz. Není tedy spontánním projevem organismu. Vlastnosti tkání, jako druh tkáně, objem, prokrvení apod., je možné popsat pomocí bioimpedančního signálu. [8][11]

### *Biomagnetické signály*

Při šíření akčního potenciálu protékají tělem lokální proudy. Tyto proudy generují velmi slabá magnetická pole některých orgánů (např. srdce, mozek). Snímání těchto polí poskytuje informace, které jsou spojovány se specifickými fyziologickými aktivitami a které nejsou obsaženy v jiných biosignálech. Měření těchto biosignálů je náročné, neboť intenzity rušivých polí (např. geomagnetické pole země) jsou několikanásobně vyšší. Pro neinvazivní a bezkontaktní měření biomagnetických polí lze použít supravodivý kvantový magnetometr (SQUID), umístěný v prostředí dobře odstíněném od rušivých polí. [8][11]

### *Bioakustické signály*

Některé fyziologické jevy doprovází nebo vytváří akustické signály nebo akustický šum. Měření těchto signálů přináší další informace při hodnocení funkce významných orgánů. Snímání akustických biosignálů realizujeme mikrofony nebo akcelerometry. Dynamický rozsah fonokardiografického signálu je 80 dB, nejmenší snímáný akustický tlak je asi 100  $\mu$ Pa. Frekvenční rozsah tohoto signálu je 5 – 2000 Hz. [8][11]

### ***Biomechanické signály***

Mezi biomechanické signály řadíme polohové výchylky, rychlosti, zrychlení, průtoky a tlaky, které vznikají mechanickou funkcí nebo činností organismu. Měření těchto signálů vyžaduje přesné umístění snímače. Nejčastěji měřenými biomechanickými signály jsou krevní tlak, respirační frekvence, srdeční výdej a objem tkání. [8][11]

### ***Biochemické signály***

Biochemické signály informují o koncentracích látek v tkáních organismu a o jejich pH. Nejčastěji je měřeno nasycení krve kyslíkem, koncentrace, parciální tlak kyslíku a oxidu uhličitýho v krvi a jejich koncentraci v dechových plynech. [8][11]

### ***Biooptické signály***

Jsou výsledkem pozorování optických vlastností. Okysličení krve a saturace krve kyslíkem, je hodnoceno měřením přímého a odraženého světla různých vlnových délek po průchodu tkání. K hodnocení srdečního výdeje se využívá barvivová diluční technika, která monitoruje výskyt necirkulujícího barviva v krevním toku. [8][11]

### ***Ostatní biologické signály***

Dalšími signály, které podávají informace o organismu, jsou tepelné, radiologické a ultrazvukové biosignály. Tepelné biosignály spojitého nebo diskrétního charakteru nesou informace o teplotě tělesného jádra nebo rozložení teplot na povrchu organismu. Radiologické biosignály vznikají interakcí ionizujícího záření s biologickými strukturami. Ultrazvukové biosignály vznikají interakcí ultrazvukového vlnění s tkáněmi organismu. [8][11]

## **2.3 Artefakty**

Artefakty jsou jevy, které nemají fyziologický původ ve vyšetřovaném orgánu. Jsou způsobeny fyziologickými a vnějšími vlivy a v záznamu jsou nechtěné. [8][11]

### **2.3.1 Technické (fyzikální) artefakty**

Elektrostatické potenciály – nízká jakost elektrod, špatný kontakt elektroda – kůže, pohyb předmětů z elektrostatických materiálů (silonové prádlo, hřeben, ...).

Sít'ový brum – napětí sít'ového kmitočtu a jeho harmonické složky (odstraníme filtrem).

Impulsní rušení – způsobuje blízkost motorků (např. holicí strojek), zapínání přístrojů napájených ze stejné energetické sítě, přepínání svodů.

Nedostatečné stínění magnetických polí – projevuje se zejména v biomagnetismu.

Šum elektronických obvodů – dominantní je vliv vstupních obvodů biozesilovačů. Při digitalizaci se také uplatní kvantizační šum. [1][8][11]

### **2.3.2 Biologické artefakty**

Biologické artefakty jsou pohybové artefakty. Projevují se např. u snímání elektrookulagramu a jsou způsobené mrkáním. U snímání elektrokardiogramu může falešně naznačovat hrot u elektroencefalogramu. U snímání elektromyogramu jsou pohybové artefakty přítomny při epi záchvatech (křeče), žvýkání, pohybu hlavy. [8][11]

## 3 Přenos dat a zpracování signálu

### 3.1 Signál, jeho význam a popis

Svět kolem nás je spojitý v čase i v hodnotách veličin, kterými jej můžeme kvalitativně i kvantitativně hodnotit. I takzvaná digitální technika, byť ji považujeme za diskrétní v obou dimenzích, je ve své podstatě popsána spojitými veličinami. Svět, který vnímáme, hodnotíme prostřednictvím informací, které o něm získáváme. Ty zpracovává náš mozek. Informace se musí nějakým způsobem přenést. Nositelům informací jsou právě fyzikální veličiny. Fyzikální veličina, která nese informaci, se nazývá signál. Hodnoty veličin, respektive signály, mohou být proměnné v závislosti na čase (například napětí v rozvodné síti se periodicky mění 50x za sekundu), v závislosti na souřadnicích (potenciál v elektrickém poli), anebo mohou záviset na mnoha dalších parametrech. [6][16]

### 3.2 Dělení signálů

Signály dělíme na:

- Deterministické (určené v každém okamžiku funkcí veličiny)
  - Přechodné, přechodové (neperiodické – nekonečně dlouhá perioda)
  - Kvaziperiodické (složené z harmonických – jejich celých násobků)
  - Periodické (opakující se)
    - Harmonické ( $\sin(\omega t)$ ,  $\cos(\omega t)$ ,  $e^{j\omega t}$ )
    - Neharmonické (ostatní nejmenované periodické signály)
- Stochastické (náhodné)
  - Harmonické ( $\sin(\omega t)$ ,  $\cos(\omega t)$ ,  $e^{j\omega t}$ )
  - Neharmonické (ostatní nejmenované periodické signály)

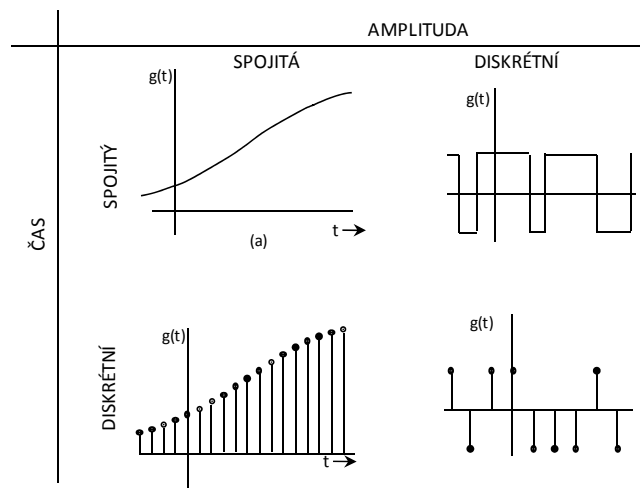
Druhým hlediskem pro dělení signálů je dělení podle jejich spojitosti:

- V amplitudě
  - Spojité
  - Diskrétní
- V čase
  - Spojité
  - Diskrétní

Každý z uvedených druhů signálů má svá specifika. Signál spojitý jak v čase, tak v amplitudě je tím nejpřirozenějším signálem, se kterým se setkáváme. Jsou jím prakticky všechny přírodou tvořené signály. Signál diskrétní v amplitudě a spojitý v čase je například signál na výstupu logických hradel. S jistou představivostí můžeme za tento druh signálu považovat i výstup digitálně analogových převodníků. Signál diskrétní v čase a spojitý v amplitudě může být produktem vzorkovacího obvodu.

[6][16]





Obr. 4 Druhy signálu [6]

### 3.3 Analogové a číslicové signály

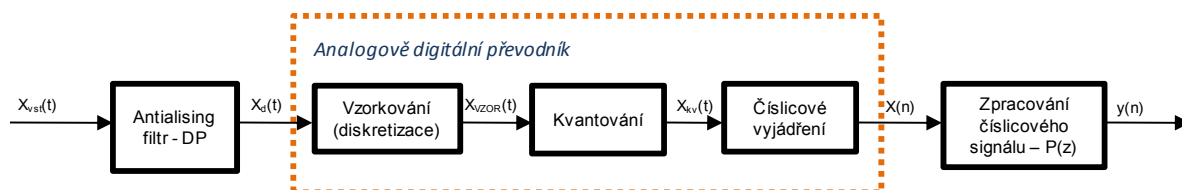
Analogový signál je takový signál, který je spojitý v čase i amplitudě. Je-li veličina spojitá pouze v amplitudě, pak se jedná o spojitě posloupnosti. Analogový signál poskytuje možnost měřit ho teoreticky s nekonečným rozlišením. Prakticky je omezen šumem okolí, který od určitého rozlišení zkresluje informaci o vlastnostech takového signálu. [6][16]

Číslicový signál je diskretní v čase i v amplitudě a jeho hodnoty mohou být vybrány z konečného počtu. Není ovšem přirozenou formou signálu a zpravidla je tvořen člověkem pro jeho výhodné vlastnosti. Na rozdíl od analogového signálu je odolnější vůči rušení a lze ho jednodušeji rekonstruovat. Pro zpracování a přenos je možno využít programovatelné prostředky (mikroprocesory, PC a další). Výhodou číslicového signálu je možnost hromadného uchování a komprese informací v nich uložených a bezztrátová reprodukce. [6][16]

Mezi nevýhody zpracování číslicových signálů patří, že pro zpracování analogových dat je nutný převod do digitální formy, kdy se uplatňuje zpoždění a konečné rozlišení. Požaduje-li se zpracování neelektrických veličin, je zpravidla nutný jejich mezi-převod na veličiny elektrické. [4][15]

### 3.1 Sběr a předzpracování

Zpracování signálu je vlastně extrakce požadované informace, jež může být skryta v signálu. Většina reálných signálů je analogových. Počítač zpracovává číslicový signál. Biologické záznamy se zpracovávají tak, že se signál co nejvíce napodobuje (vizuální analýza). Druhá možnost vychází z matematického zpracování křivek. K takto získaným výsledkům v různé abstraktní formě se pak hledají biologicko-klinické korelace. [6]



Obr. 5 Blokové schéma číslicového zpracování dat

### 3.1.1 Analogově-digitální převod

Protože hodnocený signál nabývá spojitých hodnot je nutné pro zpracování signálu v číslicové oblasti provést jeho konverzi. Tuto konverzi z analogového signálu na číslicový zajišťují analogově-digitální převodníky.

Převod spojitého signálu na diskrétní se skládá ze dvou fází. Nejprve se provede vzorkování signálu, a potom následuje kvantování.

#### *Vzorkování – diskretizace*

Vzorkování je náhrada spojitého signálu systémem diskrétních bodů, v nichž se soustředí fyzikální parametry popisující stav či vlastnosti příslušného místa signálu. Nejčastěji interpretujeme výstupní posloupnost čísel z A/D převodníku jako velikosti vstupního signálu v určitých okamžicích (většinou s konstantním rozestupem). Dostatečně rychlým vzorkováním lze dosáhnout toho, že vzorkovaný signál neztrácí vůči vstupnímu žádnou informaci. To umožňuje Shannon-Kotělnikovův teorém:

$$f_v \geq 2 \cdot f_{\max} \quad (1.3)$$

kde  $f_v$  je vzorkovací frekvence a  $f_{\max}$  je frekvence nejvyšší obsažené přenášené harmonické složky. Obvykle se při vzorkování využívá 10 krát vyšší frekvence, než je předpokládaná frekvence.

Pokud se v původním spojitém signálu vyskytuje frekvence vyšší, než je polovina vzorkovací frekvence dojde, podle Shannonova teorému, k nevratnému zkreslení signálu díky jevu nazývanému aliasing. Aliasingu se dá předejít antialiasing filtrem, což je dolní propust zařazená před převodníkem. Ta nedovolí frekvencím vyšším než je polovina vzorkovací frekvence vstoupit do převodníku. [6][16]

#### *Kvantování*

Kvantování je diskretizace oboru hodnot signálu. Převádí analogový signál na kvantovaný. Na výstupu je tedy diskrétní počet hodnot. Výstupní signál se odvozuje ze vstupní hodnoty a chyby, která vznikla kvantováním.

Vzorku je při kvantování přiřazena daná hodnota. Kvantované hodnoty se ve většině případů liší od skutečných na vzorkovaných hodnot. Vzdálenost mezi kvantovanými a původními na vzorkovanými body udává velikost kvantizační chyby. Velikost této chyby se pohybuje v intervalu  $+1/2$  až  $-1/2$  kvantizační úrovně. Kvantizační úroveň A/D převodníku je zpravidla rovna  $N$ -té mocnině čísla 2, protože se digitální signál zpravidla zpracovává na zařízeních pracujících ve dvojkové číselné soustavě. Na kvantovaný signál pak lze vyjádřit v  $N$  bitech. [6][16]

## 3.2 Přenos signálu

### 3.2.1 Bluetooth

Bluetooth je bezdrátová komunikační technologie sloužící k bezdrátovému propojení mezi dvěma a více elektronickými zařízeními, jakými jsou například mobilní telefon, PDA, osobní počítač. Technologie Bluetooth je definovaná standardem IEEE 802.15.1. Spadá do kategorie osobních počítačových sítí, tzv. PAN (Personal Area Network).

Bluetooth se vyskytuje v několika vývojových verzích, z nichž v současnosti nejvíce využívaná nese označení 2.0 a je implementována ve většině Bluetooth zařízení jako jsou např. mobilní telefony, notebooky, ale i například LCD/plasma TV. V současné době je nově

vyvinuto rozhraní bluetooth 4.0, dosah až 100 metrů, menší spotřeba elektrické energie a podpora šifrování. Rozhraní se používá převážně pro připojení příslušenství (headsetů) a přenosu dat, ale také se dá využít např. pro propojení PC s mobilem a následný přístup na internet přes mobilní telefon.

Zařízení se dělí dle výkonnosti následujícím způsobem:

- Třída 1. - max. výkon 100mW - dosah 100 metrů
- Třída 2. - max. výkon 2,5mW - dosah 10 metrů
- Třída 3. - max. výkon 1mW - dosah 1 metr

Přenosové rychlosti standardů:

- Bluetooth 1.2 - 1Mb/s
- Bluetooth 2.0 + EDR - 3Mb/s
- Bluetooth 3.0 + HS - 24Mb/s
- Bluetooth 4.0 - 24Mb/s

Bluetooth pracuje v ISM pásmu 2,4 GHz (stejném jako u Wi-Fi). K přenosu signálu se využívá metody frekvenčního přeskokování FHSS, kdy během jedné sekundy je provedeno 1600 skoků (přeladění) mezi 79 frekvencemi s rozestupem 1 MHz. Tento mechanismus zvyšuje odolnost spojení vůči rušení na stejné frekvenci. Je definováno několik výkonových úrovní (2,5 mW, 10 mW, 100 mW) s nimiž je umožněna komunikace do vzdálenosti cca 10 – 100 m. Udávané hodnoty ovšem platí jen ve volném prostoru. Pokud jsou mezi komunikujícími zařízeními překážky (typicky například zdi), dosah rychle klesá. Většinou ovšem nedochází ke skokové ztrátě spojení, ale postupně se zvyšuje počet chybně přenesených paketů.

Přenosová rychlost se pohybuje okolo 720 kb/s (90 kB/s) a je možné vytvořit datový spoj symetrický případně asymetrický, kdy přenosová rychlost při příjmu (downlink) je vyšší než při odesílání (uplink). Jednotlivá zařízení jsou identifikována pomocí své adresy BD\_ADDR (BlueTooth Device Address). [5][18][20][23]

### 3.2.2 WiFi

Wi-Fi označení pro několik standardů IEEE 802.11 popisujících bezdrátovou komunikaci v počítačových sítích. Název původně neměl znamenat nic, ale časem se z něj stala slovní hříčka wireless fidelity (bezdrátová věrnost). Původním cílem Wi-Fi sítí bylo zajišťovat vzájemné bezdrátové propojení přenosných zařízení a dále jejich připojování na lokální síť. S postupem času začala být využívána i k bezdrátovému připojení do sítě Internet v rámci rozsáhlejších lokalit a tzv. hotspotů. Wi-Fi zařízení jsou dnes prakticky ve všech přenosných počítačích a i v mobilních telefonech. Úspěch Wi-Fi přineslo využívání bezlicenčního pásma, což má negativní důsledky ve formě silného zarušení příslušného frekvenčního spektra a dále častých bezpečnostních incidentů.

Bezdrátová síť může být vybudována různými způsoby v závislosti na požadované funkci. Ve všech případech hraje klíčovou roli identifikátor SSID (Service Set Identifier), což je řetězec až 32ASCII znaků, kterými se jednotlivé sítě rozlišují. SSID identifikátor je v pravidelných intervalech vysílán jako broadcast, takže všichni potenciální klienti si mohou snadno zobrazit dostupné bezdrátové sítě, ke kterým je možné se připojit (tzv. asociovat se s přístupovým bodem). Nejjednodušším způsobem, jak bezdrátovou síť skrýt, je zamezit vysílání SSID. Připojující se klient pak musí SSID předem znát, jinak se nedokáže k druhé straně připojit. Protože je však SSID při připojování klienta přenášeno v čitelné podobě, lze ho snadno zachytit a skrytou síť odhalit.

Problém bezpečnosti bezdrátových sítí vyplývá zejména z toho, že jejich signál se šíří i mimo zabezpečený prostor bez ohledu na zdi budov, což si mnoho uživatelů neuvědomuje. Dalším problémem je fakt, že bezdrátová zařízení se prodávají s nastavením bez jakéhokoliv zabezpečení, aby po zakoupení fungovala ihned po zapojení do zásuvky. Nezvaný host se může snadno připojit i do velmi vzdálené bezdrátové sítě jen s pomocí směrové antény, i když druhá strana výkonnou anténu nemá. Navíc většina nejčastěji používaných zabezpečení bezdrátových sítí má jen omezenou účinnost a dá se snadno obejít.

Zablokování vysílání SSID sice porušuje standard, ale je nejjednodušším zabezpečením bezdrátové sítě pomocí jejího zdánlivého skrytí. Klienti síť nezobrazí v seznamu dostupných bezdrátových sítí, protože nepřijímají broadcasty se SSID. Bohužel při připojování klienta k přípojnému bodu je SSID přenášen v otevřené podobě a lze ho tak snadno zachytit. Při zachytávání SSID při asociaci klienta s přípojným bodem se používá i provokací, kdy útočník do bezdrátové sítě vysílá rámce, které přinutí klienty, aby se znovu asociovali.

Přípojný bod bezdrátové sítě má k dispozici seznam MAC adres klientů, kterým je dovoleno se připojit. Útočník se může vydávat za stanici, která je již do bezdrátové sítě připojena pomocí nastavení stejné MAC adresy (pokud je na AP tato funkce aktivní).

Přístupový bod vyžaduje autentizaci pomocí protokolu IEEE 802.1X. Pro ověření je používán na straně klienta program, který nazýváme prosebník (suplikant), kterému přístupový bod zprostředkuje komunikaci s třetí stranou, která ověření provede (například RADIUS server). Za pomoci 802.1X lze odstranit nedostatky zabezpečení pomocí WEP klíčů.

Šifrování komunikace pomocí statických WEP klíčů (Wired Equivalent Privacy) symetrické šifry, které jsou ručně nastaveny na obou stranách bezdrátového spojení. Díky nedostatkům v protokolu lze zachycením specifických rámců a jejich analýzou klíč relativně snadno získat. Pro získání klíčů existují specializované programy.

Kvůli zpětné kompatibilitě využívá WPA (Wi-Fi Protected Access) WEP klíče, které jsou ale dynamicky bezpečným způsobem měněny. K tomu slouží speciální doprovodný program, který nazýváme prosebník (suplikant). Z tohoto důvodu je možné i starší zařízení WPA vybavit.

Autentizace přístupu do WPA sítě je prováděno pomocí PSK (Pre-Shared Key – obě strany používají stejnou dostatečně dlouhou heslovou frázi) nebo RADIUS server (ověřování přihlašovacím jménem a heslem). Novější WPA2 přináší kvalitnější šifrování (šifra AES), která však vyžaduje větší výpočetní výkon a proto nelze WPA2 používat na starších zařízeních.

Kompatibilitu zařízení zaručuje certifikační proces; zařízení, která tuto certifikaci získala, bývají označena logem Wi-Fi aliance. [9][21]

## 4 Přehled možných snímaných veličin pro telemetrii pilota

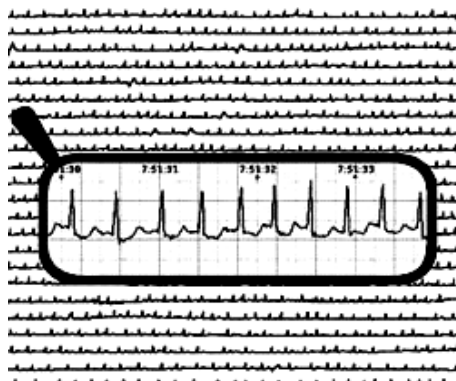
V telemetrii pilota je možno snímat životní funkce pomocí metod popsanych v této kapitole. Tyto metody snímají různé signály lidského těla, které je možno rozdělit na bioelektrické, biomechanické, tepelné a biochemické.

### 4.1 Bioelektrické signály

Všechny bioelektrické signály mají svůj původ v elektrických dějích, probíhajících na membránách dráždivých buněk. Jelikož je lidské tělo dobře vodivým prostředím, můžeme bioelektrické signály zaznamenávat pomocí povrchových elektrod. Většina snímacích technik používá více elektrod rozmístěných v blízkosti daného orgánu a zaznamenává rozložení elektrického pole generovaného daným orgánem. [8]

#### 4.1.1 Elektrokardiografie

EKG je standardní neinvazivní metodou funkčního vyšetření elektrické aktivity myokardu. Elektrokardiografický signál vzniká činností srdce a činností buněk převodního srdečního systému. Z EKG záznamu (Obr. 6) se posuzuje vznik a šíření akčního potenciálu, odhaluje poruchy převodního srdečního systému a určuje příčiny. EKG se snímá z povrchu těla pomocí končetinových a hrudních elektrod. Umístění elektrod je podle konvencí Einthovena, Goldbergera a Wilsona. Tato metoda bude dále využita v konceptu vestavěného systému a bude rozebrána níže. [3][8][12]



Obr. 6 EKG záznam

#### 4.1.2 Elektroencefalografie

EEG – elektroencefalografický signál vzniká činností neuronů. Při ambulantních vyšetřeních se EEG snímá pomocí povrchových elektrod, při operačních výkonech se snímá podpovrchovými elektrodami. Analýzou se odhalují patologické stavy mozku (epilepsie, nádory, poruchy spánku, atd.).

Snímání EEG se provádí z povrchu lebky. Slouží k záznamu spontánní elektrické aktivity mozku (Obr. 7). Toto měření se provádí v klidu, bez působení dalších vnějších podnětů. Tyto podmínky by bylo nereálné vytvořit. Pilot vozidla se soustřeďuje na řízení a vyhodnocování nejrůznějších situací a měření by bylo velice zkreslené. Z těchto důvodů není snímání EEG pro tuto aplikaci vhodné. [8][12]



Obr. 7 EEG záznam

#### 4.1.3 Evokované potenciály

EP – evokované potenciály jsou biosignály vyvolané v mozku pomocí určitého podnětu (optické, akustické a somatosenzorické). Jsou to vlastně reakce na senzorické podněty. Reakce generuje signál, který se svými charakteristikami odlišuje od spontánního EEG. Amplituda signálu je v porovnání s amplitudou spontánního EEG velmi malá. EP se měří snímáním EEG a z důvodu uvedených výše nebudou dále měřeny. [8][12]

#### 4.1.4 Elektromyografie

EMG – elektromyografický signál se získává snímáním činnosti kosterního svalstva. Je generován akčními potenciály svalových vláken a snímá se povrchovými nebo podpovrchovými elektrodami. Často se snímání provádí při současné stimulaci příslušných motorických a periferních nervů. EMG se využívá pro diagnostiku onemocnění neuromuskulárního systému, v terapeutických oblastech například pro řízení končetinových protéz a biologickou zpětnou vazbu. Pro měření telemetrie pilota vozidla EMG nebude využito. [8][12]

#### 4.1.5 Elektrogastrografie

EGG – elektrogastrografický signál vzniká činností žaludeční hladké svaloviny. Snímá se nitrožaludečně nebo pomocí povrchových elektrod umístěných na břišní stěně. Výsledkem EGG je diagnostika motility gastrointestinálního traktu. Pro EGG není přijata standardizace snímání a vyhodnocování a pro měření telemetrie pilota vozidla nemá EGG zásadní význam. [8][12]

#### 4.1.6 Elektroneurografie

ENG – elektroneurografický signál je generován šířením akčního potenciálu periferním nervovým vláknem. Elektroneurografie umožňuje měřit rychlost motorického a senzitivního vedení. [8][12]

#### 4.1.7 Elektrookulografie

EOG – elektrookulografický signál vzniká činností okohybných svalů. Elektrookulografie zaznamenává změny klidového potenciálu oka mezi přední a zadní částí oka, který je generován většinou retinálním pigmentovým epitelem. Snímá tak pohyb očních bulbů. Zaznamenává se pomocí povrchových elektrod, které jsou přikládány na kůži při vnitřním a zevním koutku oka. Pomocí tohoto měření by se dalo zjistit, kam se pilot dívá při řízení a vyhodnotit jestli neztrácí koncentraci

a kontroluje zpětná zrcátka při předjíždění jiného vozidla. Toto by mohlo být součástí rozšíření práce. [8][12]

#### **4.1.8 Elektroretinografie**

ERG – elektroretinografický signál se získává činností sítnice. Jde o záznam elektrických potenciálů, které vznikají po stimulaci sítnice světlem. Velikost a tvar křivky závisí na intenzitě, délce a barvě fotostimulu a zejména na úrovni adaptace. Jako elektrody se nejčastěji používají kontaktní čočky, ve kterých jsou zataveny platinové nebo stříbrné drátky. Nevýhodou je občasné poškrábání rohovky, nutnost povrchové anestezie rohovky a degradace zorného pole. Druhá elektroda se přikládá na kůži spánkové krajiny nebo ušní lalůček. Naměřené napětí jsou nízká, typicky v 0,1 – 0,4 mV. [8][12]

### **4.2 Biomechanické signály**

Mezi biomechanické signály patří různé polohové výchylky, průtoky, objemy, tlaky apod., které souvisejí s životními projevy organismu. [8][12]

#### **4.2.1 Měření krevního tlaku**

TK - tlak krve je dobrým ukazatelem stavu kardiovaskulárního systému. Stahem srdečního svalu vzniká tlaková síla, kterou je krev vypuzována do aorty a plicnice a která překonává odpor periferního cévního řečiště. Čím jsou cévy vzdálenější od aorty, tím je tlak v nich nižší. TK je možno měřit neinvazivně nebo invazivně.

Při neinvazivním měření se využívá manžety, která omezuje průtok krve ve zvoleném místě, nejčastěji na horní končetině. V okamžiku, kdy je pozastaven nebo obnoven průtok krve, přirovnáváme tlak v manžetě k tlaku v krevním řečišti. Měření nelze provádět spojitě v čase. Zároveň by mělo být měření prováděno v klidu. Nafouknutí manžety a následné omezení průtoku krve je nepříjemné a omezující pohyb a funkci dané končetiny, na které je prováděné měření, tedy je to pro pilota nepřijatelné.

Invazivně lze TK měřit spojitě relativně dlouhou dobu. Místo měření se zpřístupňuje zavedením katétru, v rámci měření a diagnostiky v běžném životě nepřijatelné. [8][12]

#### **4.2.2 Tep**

Tepová frekvence je velmi dobrým ukazatelem činnosti a výkonnosti srdce. Její zvýšení, snížení a změny mohou signalizovat vážnou poruchu v činnosti srdce. Tepová frekvence v klidu se pohybuje kolem  $60 - 80 \text{ min}^{-1}$ , při námaze se může zvýšit až nad  $200 \text{ min}^{-1}$ .

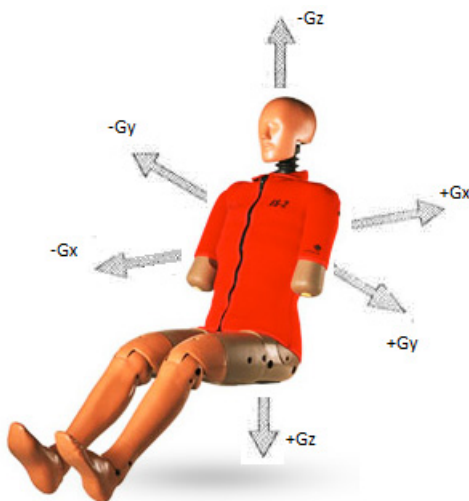
Tepovou frekvenci lze vyhodnotit ze srdeční aktivity, akustických projevů srdeční činnosti, změny tlaku v krevním řečišti, změny rychlosti proudění krve v krevním řečišti, změny objemu tkáně v závislosti na jejím prokrvení, změny impedance tkáně v závislosti na jejím prokrvení. [8][12]

#### **4.2.3 Akcelerometrie**

Akcelerometrie je metoda snímající zrychlení pomocí senzorů akcelerometrů. Obecně se dá říci, že se jedná o senzory měřící dynamické zrychlení (akceleraci). Mezi měření dynamického zrychlení patří i detekce vibrací. Statické zrychlení je již ze svého principu neustále přítomné a je ho tedy nutné při měření dynamického zrychlení ve výsledcích odstranit filtrací. Senzory mohou měřit od velmi nízkých hodnot g, ale dokáží vydržet nárazově i hodnoty v okolí 1000g.

Zrychlení:

- **Lineární** zrychlení vzniká změnou rychlosti vozidla bez změny směru jeho pohybu.
- **Radiální** zrychlení je způsobeno změnou směru pohybu bez změny rychlosti pohybu, vzniká odstředivá síla.



Obr. 8 Osy přetížení

Pro účinek přetížení je rozhodující směr jeho působení. Nejlépe je snášeno přetížení boční  $\pm G_y$ . Hůře je snášeno přetížení předozadní  $+G_x$ . Hlavním problémem takového přetížení je v jeho působení na hrudník, kdy proti setrvačné síle nejsme schopni hrudník roztáhnout a nadechnout se. Ideální pro posed ve vozidle je sklon  $18^\circ$  až  $30^\circ$ , který zvyšuje toleranci až o  $+3\text{ G}$ , ale za cenu zhoršení dopředné viditelnosti. U přetížení zadopředního  $-G_x$  od zad k čelu se navíc přidává problém s končetinami, které nám „ulétnou“ dopředu, jsou k řízení nepoužitelné a mohou se poranit.

V sedě se musí akceptovat přetížení v podélné ose těla  $\pm G_z$ . Mnohem hůře se snáší přetížení záporné  $-G_z$ . Pocit plnosti a tlaku v hlavě se stupňuje až v nesnesitelnou bolest už při  $-2\text{ G}_z$ . Naprostá zmatenost až bezvědomí se objeví při přetížení  $-4$  až  $-5\text{ G}_z$ , trvá-li 6 sekund.

Účinky přetížení jsou nepříjemné, umocňují se při současných jiných nepříznivých okolnostech. Sem patří požití alkoholu, hyperventilace, hypoxie, přehřátí, únava. Zajímavé je, že zvýšená náplň střev (i plynem) zlepšuje toleranci k přetížení. Zásadní potíže nastávají při asi  $+4,5\text{ G}$ . Vědomí zůstává zachováno při  $+5$ , maximálně  $+8\text{ G}$  v uvolněné poloze. Při využití ochranných manévru a anti-G oděvu lze ale jemné pohyby rukou provádět i při  $+18\text{ G}$ . Poté mohou nastat nevratná poranění, jako první obvykle krčních obratlů. Úplně nejhorším typem přetížení je tak zvaný push-pull efekt – střídání kladného a záporného přetížení, v této situaci rapidně klesá naše tolerance. [2][22]

#### 4.2.4 Dechová frekvence

Dýchání je proces výměny plynů mezi organismem a vnějším prostředím. Při klidném dýchání nadechuje a vydechuje dospělá osoba 6 - 7 l vzduchu za minutu a frekvence dýchání je 12 - 14 dechů za minutu.

Dechová frekvence se vyhodnocuje zejména na základě jiných měřených biologických signálů. Je možné ji vyhodnotit z elektrokardiogramu, který je modulován v rytmu dýchání. Dalším způsobem je využití pneumotachometru nebo kapnogramu. Dechovou frekvenci lze měřit ze změn impedance mezi elektrodami umístěnými na hrudníku. Využívá se i kontaktní nebo odporový snímač, který je zabudován do gumového pásu a jímž se obepne hrudník. [8]



## 4.3 Tepelné biosignály

### 4.3.1 Teplota

Měření tělesné teploty patří k nejstarším diagnostickým metodám v lékařství. Rozlišujeme kontaktní a bezkontaktní metody měření teploty lidského těla.

U kontaktních metod se měřicí přístroj přímo dotýká tkáně. Měření se provádí na přípustných místech v blízkosti velkých arterií. Pro kontaktní měření teploty se využívají rtuťové a elektronické teploměry. Tyto teploměry slouží pro orientační měření. Přesnější výsledky zaznamenávají teploměry s teplotními sondami.

U bezkontaktní metody dochází k přenosu tepla z tkáně na měřicí přístroj skrz okolní prostředí. Využívá definice infračerveného záření. Bezkontaktním měřením teploty na povrchu tkání se zabývá lékařská termografie. Bezkontaktní senzory teploty se rozdělují na tepelné a kvantové. [8]

Pro měření teploty pilota vozidla se bude dále využívat kontaktní způsob měření. Bezkontaktní měření by způsobovalo značné zkreslení měřených výsledků, vzhledem k pohybu pilota. Umístění senzoru by bylo také značně obtížné, protože pilot musí být opatřen bezpečnostními prvky (helma, brýle, ochranná vesta, rukavice, kombinéza).

## 4.4 Biochemické signály

Biochemické signály informují o koncentracích chemických látek v organismu.

### 4.4.1 Oxymetrie

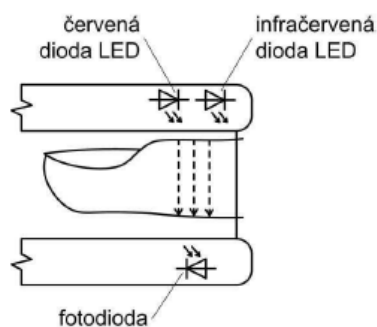
Nasycení krve kyslíkem umožňuje měřit diagnostická metoda oxymetrie invazivní i neinvazivní formou. Kyslík je v krvi přenášen fyzikálně, rozpuštěn v krevní plazmě, a chemicky, vázán na krevní barvivo hemoglobin. Každá molekula hemoglobinu na sebe může navázat čtyři molekuly kyslíku. Tím vzniká oxyhemoglobin. Tato reakce je reverzibilní a opakovatelná. Chemickou vazbou je přenášeno 70x více kyslíku než fyzikálním rozpuštěním. Kyslík je tedy transportován především prostřednictvím chemické vazby.

Množství kyslíku přenášeného chemickou vazbou vyjadřujeme pomocí nasycení krve kyslíkem -  $SaO_2$  (u arteriální krve),  $SvO_2$  (u žilní krve). Udává se v procentech a vypočítá se ze známých koncentrací oxyhemoglobinu  $c_{HbO_2}$  a deoxyhemoglobinu  $c_{RHb}$ .

$$SaO_2 = \frac{c_{HbO_2}}{c_{HbO_2} + c_{RHb}} \quad (1.4)$$

Pro invazivní měření nasycení krve kyslíkem se využívá speciální katétr, zavedený do tepny či žíly za toto měření nebude dále rozebíráno.

Neinvazivní měření nasycení periferní krve kyslíkem umožňuje pulsní oxymetrie. Umožňuje neinvazivní měření nasycení krve kyslíkem, označováno jako  $SpO_2$ . Pomocí infračervené a červené LED diody se prosvěcuje dobře prokrvená tkáň, prst nebo ušní lalůček. Prostřednictvím fotodiody se měří intenzita světelného záření prošlého tkání, Obr. 9., jehož zdroji jsou červená a infračervená dioda LED. Prosvěcovaná tkáň je nehomogenní, proto dochází k rozptylu světelného záření. Průchodem tkání klesá jeho intenzita o dva až tři řády. Je měřen proud fotodiodou pro každou LED diodu a poté je odfiltrována konstantní složka.



**Obr. 9 Uspořádání prstového snímače pro pulsní oxymetrii [8]**

Vzhledem k tomu, že by se oxymetrie musela měřit na akrálních částech lidského těla, tj. prst nebo ucho, nebylo by měření nasycení krve kyslíkem součástí vestavěného senzorového systému. Fyziologicky je možné měřit okysličení krve i na hrudníku. Tato metoda, ale ještě nebyla vyvinuta a její zpracování by přesahovalo možnosti diplomové práce. [8][12]

## 5 Měření veličiny pro telemetrii pilota

Pro telemetrii pilota byly z výše uvedených metod vybrány elektrokardiografie, měření tepové frekvence, dechové frekvence, teploty, zrychlení a polohy.

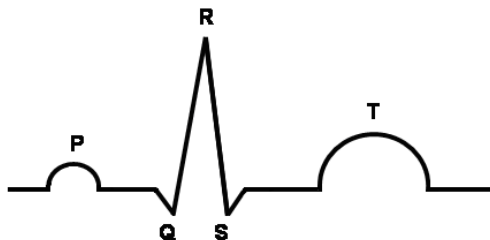
### 5.1 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie (dále jen EKG) je jednoduchá, nenáročná a neinvazivní diagnostická metoda umožňující snímání a záznam elektrické aktivity srdce. Záznam časové změny elektrického potenciálu způsobené srdeční aktivitou se nazývá elektrokardiogram. EKG je základem funkčního vyšetření elektrické aktivity srdečního svalu. Elektrický signál vytvářený srdečními svalovými vlákny se šíří všemi směry, protože tělesné tkáně jsou dobrými elektrickými vodiči. Signál proniká do okolních orgánů a dosahuje až ke kůži s malým zeslabením. Proto lze EKG záznam pořídít prakticky kdekoli na povrchu lidského těla. [1][8]

#### 5.1.1 Vznik a průběh elektrokardiogramu

Elektrické pole srdce vzniká šířením akčního potenciálu převodním systémem srdečním a okolní svalovinou. Měřením potenciálů tohoto pole pomocí elektrod získáme záznam elektrického pole srdce.

Impuls pro kontrakci vzniká v uzlu předšínovém v oblasti pravé předšíně. Tento signál je malý a v záznamu EKG nezaznamatelný. Dále nastává depolarizace předšíní počínající kontrakce, která se na EKG záznamu projeví, jako vlna P. Následuje repolarizace předšíní, kterou nerozpoznáme, protože je zastíněna depolarizací komor. Depolarizace komor je zaznamenána jako komplex QRS a následná repolarizace komor jako vlna T (Obr. 10).

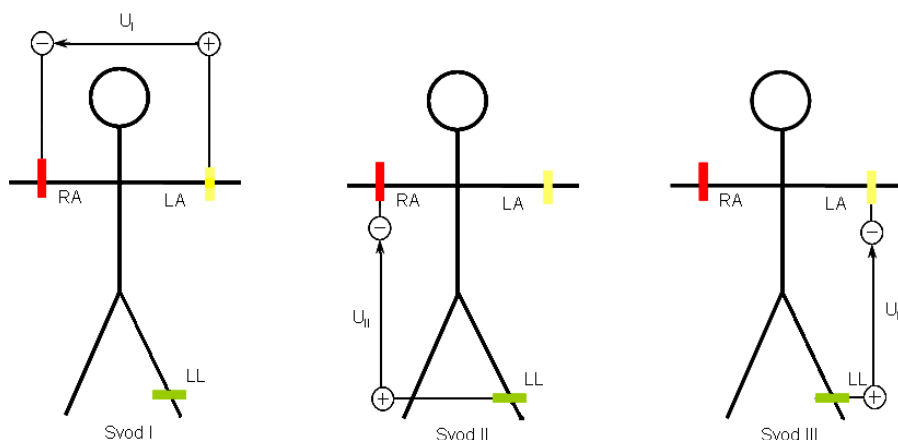


Obr. 10 Křivka EKG

Elektrickou aktivitu srdce zaznamenáváme elektrokardiografem. Během každého cyklu elektrické aktivace se vytváří elektrické pole, které přístroj zaznamenává systémem elektrokardiografických svodů z povrchu těla a vykresluje elektrokardiogram v závislosti na čase.

EKG se snímá z unipolárních svodů dle Einthovena, bipolárních svodů dle Goldbergera a z hrudních svodů dle Wilsona. EKG bude měřeno dle konvence Einthovena. Einthovenovy končetinové svody zaznamenávají rozdíly elektrických potenciálů mezi dvěma elektrodami na končetinách, viz Obr. 11. Pravá ruka se označuje písmenem R (z angl. right, standardně označena červenou barvou) a levá ruka písmenem L (left, žlutá barva), pak signál R-L označujeme jako I Einthovenův svod. Třetí elektroda se upevňuje poblíž kotníku levé nohy a označuje se písmenem F (foot, zelená barva). Rozdíl potenciálů F-R označujeme jako II Einthovenův svod a rozdíl potenciálů F-L jako III Einthovenův svod. Elektroda N (neutrální, černá barva) se připojuje na pravou nohu a do snímání se nezapočítává, slouží jako uzemnění.

Bipolárně zapojené Einthovenovy svody I, II, III tvoří strany rovnostranného tzv. Einthovenova trojúhelníka. Jeho vrcholy vytvářejí elektrody R, L a F, vznikne tak souřadný systém tří os natočených o 60 stupňů, do kterého se promítá vektor srdeční osy. [1][3][25]



**Obr. 11 Bipolární končetinové svody podle Einthovena**

Pro měření bude využit Svod I, tedy elektrody RA a LA. Průběh EKG je v tomto svodu nejlépe viditelný. Elektrody však nejsou umístěny na končetinách, ale jsou posunuty blíže k oblasti srdeční. Jsou umístěny pod klíční kostí zhruba v jejím středu.

### 5.1.2 Technické požadavky

Podoba elektrokardiografického záznamu je standardizována. Základní citlivost elektrokardiografu je 10 mm/mV. Časové měřítko je dáno posuvnou rychlostí záznamového materiálu. Posuvná rychlost je 25 mm/s a 50 mm/s. Zesílení elektrokardiografu je řádově několik tisíc.

Dolní mezní frekvence přenášeného pásma kmitočtů pro záznam elektrokardiogramu je 0,05 Hz pro diagnostické účely, 0,5 Hz pro monitorování. Horní mezní frekvence je 100 Hz a leží v oblasti elektromagnetických artefaktů. Tyto artefakty omezíme tak, že monitorovaný pacient bude při vyšetření v klidu. Při dlouhodobém monitorování nebo zátěžových testech se používá horní mezní frekvence 30 - 50 Hz. Odfiltrováno musí být také rušení síťové o frekvenci 50 Hz.

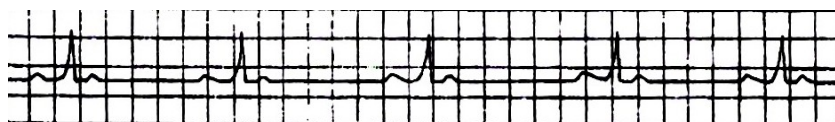
Na vstupní impedanci nejsou kladeny velké požadavky, protože se používají velkoplošné elektrody. Vstupní odpor činí řádově 300 k $\Omega$ . Pokud se ale nemá uplatnit přechodový odpor elektrod při nežádoucím síťovém rušení, musí být vstupní odpor podstatně vyšší. Proto vstupní odpor současných elektrokardiografů bývá 10 M $\Omega$ .

Součástí elektrokardiografu musí být zdroj kalibračního napětí. Elektrokardiografy se kalibrují automaticky kalibračním impulsem o velikosti napětí 1 mV. [8]

### 5.1.3 Poruchy srdečního rytmu

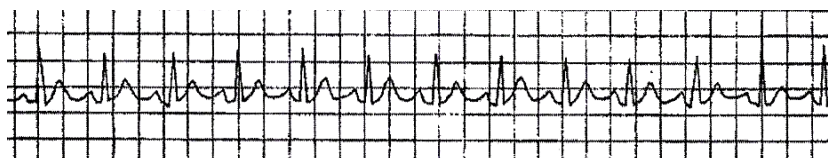
Mezi poruchy srdečního rytmu patří např. sinusová bradykardie, sinusová tachykardie, fibrilace síní nebo fibrilace komor.

Sinusová bradykardie se projevuje srdeční frekvencí pod 60 min<sup>-1</sup> a vyvolávající impulsy vycházejí z předšínového uzlu a rytmus je pravidelný. Mezi charakteristické znaky patří srdeční frekvence 40 - 60 min<sup>-1</sup>, P:QRS=1:1, QRS komplex je normální. Sinusová bradykardie je fyziologickým srdečním rytmem u trénovaných vytrvalostních sportovců, může být vyvolána farmakologicky, či je projevem nemoci sinusového uzlu. [1][3][25]



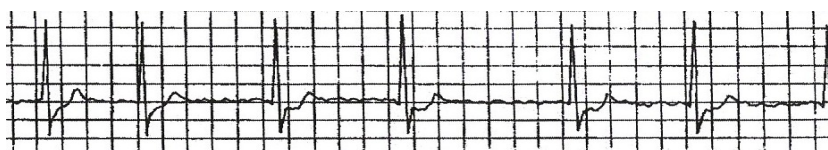
**Obr. 12 Sinusová bradykardie [1]**

Sinusová tachykardie se projevuje srdeční frekvencí nad  $100 \text{ min}^{-1}$  a elektrické impulsy vycházejí z předšínového uzlu. Mezi charakteristické znaky patří srdeční frekvence nad  $100 \text{ min}^{-1}$  (max.  $150 - 170 \text{ min}^{-1}$ ), rytmus je pravidelný, P:QRS=1:1, QRS komplex je normální. Může být fyziologickou odpovědí na fyzickou či emocionální zátěž, nebo je navozena farmakologicky. Může ji způsobit horečka, hypoxie a krvácení. [1][3][25]



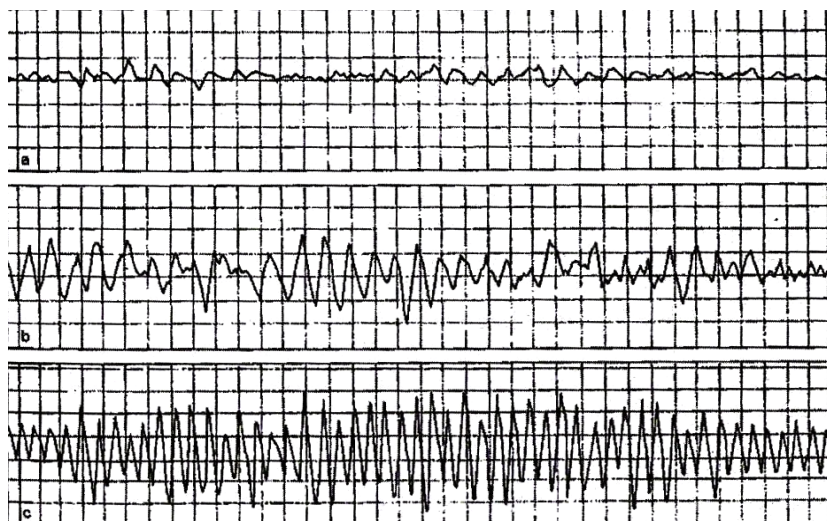
**Obr. 13 Sinusová tachykardie [1]**

Fibrilace síní se projevuje elektrickými impulsy, které vycházejí z předšínového uzlu a z ložiska v síních, které vysílá impulsy rychle a nepravidelně, všechny impulsy se nepřevedou na komory. Mezi charakteristické znaky patří frekvence síní  $350 - 600 \text{ min}^{-1}$ , frekvence komor  $60 - 170 \text{ min}^{-1}$ , rytmus je nepravidelný, chybí vlna P, místo ní jsou na EKG záznamu nepravidelné fibrilační vlnky, QRS komplex normální. Příčinami fibrilace síní může být např. srdeční svalovina poškozená infarktem, vady chlopní, nemoci štítné žlázy aj. Projevuje se zejména u starších lidí (nad 70 let). [1][3][25]



**Obr. 14 Fibrilace síní [1]**

Fibrilace komor se projevuje rychlými, nepravidelnými vzruchy komor, které vedou k nekoordinovaným stahům jednotlivých vláken svaloviny komor a mají za následek funkční zástavu oběhu. Mezi charakteristické znaky patří vlnovitá základní linie na EKG, chybí vlny P a QRS komplexy. Příčinou je narušení převodního systému v srdci. K narušení převodního systému může dojít po infarktu (krátce, nebo během několika dnů po infarktu), a proto se řadí k smrtelným poinfarktovým komplikacím. Fibrilace komor může vzniknout i v nemocném srdci a může vzniknout náhle a z (relativně) plného zdraví. [1][3][25]



Obr. 15 Fibrilace komor – a) jemná, b) střední, c) hrubá [1]

## 5.2 Tepová frekvence

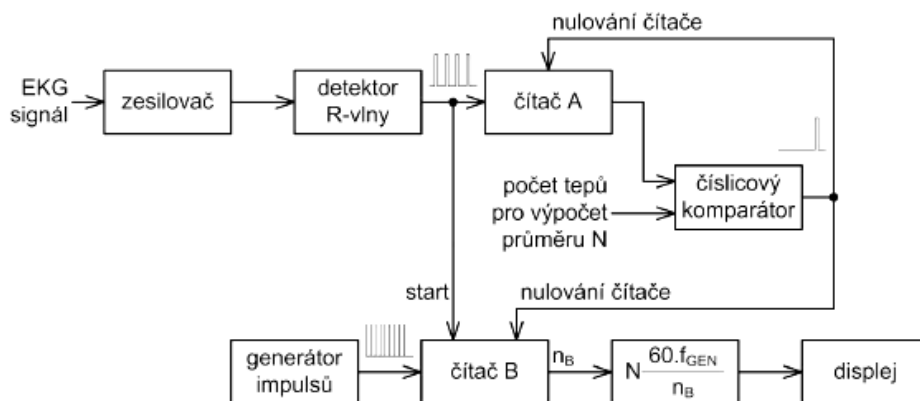
Puls (tep) je tlaková vlna, která je vyvolaná vypuzením krve z levé srdeční komory do srdečnice (aorty), odkud se šíří dalšími tepnami do celého těla. V lékařství série těchto vln odpovídá srdečnímu rytmu a frekvenci. Tepová frekvence udává počet tepů (stahů) srdce během jedné minuty. Jako jediná měřená veličina přesně vypovídá o zatížení organismu.

Průměrný srdeční puls má hodnotu kolem 75 úderů za minutu u mužů a okolo 82 u žen, může být ale i nižší a nemusí to být známkou onemocnění. Nižší hodnota pulsu se obvykle vyskytuje u atletů, kteří mají silná srdce schopná přečerpávat velké množství krve. Hodnota se pak může pohybovat kolem 40 úderů za minutu. Při tepové frekvenci pod 60 úderů za minutu mluvíme o tzv. bradykardii. Naopak při zrychlení tepové frekvence nad 100 úderů za minutu mluvíme o tzv. tachykardii. Při zvýšené tepové frekvenci je zhoršený přísun kyslíku do srdce, nedochází k dostatečnému okysličení a způsobuje nedostatečnou funkci srdce, což má za následek vyšší riziko infarktu. Ke zvýšení tepové frekvence dochází například ve stresových situacích, může být také způsobena farmakologicky.

Zařízení pro měření tepové frekvence nazýváme kardi tachometr. V kardi tachometru se převádí vstupní signál, který je jakýmkoliv způsobem závislý na tepové frekvenci (ekg, oxymetrie), na veličinu s četností výskytu změn závislou na tepové frekvenci. Např. se jedná o signál ve sledu impulsů. Blokové schéma kardi tachometru je na Obr. 16. Signál EKG je zesílen na odpovídající úroveň a přiveden na vstup detektoru R-vlny. Čítač A spolu s číslicovým komparátorem slouží pro vymezení doby, za kterou je detekován zvolený počet R-vln označený N. První detekovaná R-vlna spouští měření časového intervalu, realizovaného generátorem impulsů o frekvenci  $f_{GEN}$  a čítačem B. Poté, co je detekován zvolený počet R-vln, je čítání zastaveno. Čas, který uběhl za N tepů je přímo úměrný výstupu čítače  $n_B$  a frekvenci generátoru  $f_{GEN}$ .

$$t_N = \frac{n_B}{f_{GEN}} \quad (5.1)$$

Změřený časový údaj využijeme pro výpočet průměrné tepové frekvence, kterou zobrazíme na displeji. Čítače jsou vždy s příchodem N-té R-vlny nulovány a s příchodem další R-vlny začíná další měření. Počet tepů N se vydělí změřeným časovým intervalem a výsledek vynásobí 60, výsledná hodnota měření se pak uvádí jako počet tepů za minutu. [1][8][12]



Obr. 16 Blokové schéma kardiometru [8]

### 5.3 Dechová frekvence

Hodnoty dechové frekvence jsou získávány z EKG záznamu, protože dýchání úzce souvisí a ovlivňuje EKG záznam, projevuje se např. změnou amplitudy v EKG záznamu. EKG záznam je pořizován pomocí povrchových elektrod. Jedna elektroda je umístěna na sternu (hrudní kosti), druhá na stejné úrovni levého žebra. Takto umístěné elektrody vytváří vektor přímo procházející srdcem.

Metody získání dechové frekvence z EKG záznamu:

- Metoda obálky - získání obálky vybraných charakteristických znaků EKG záznamu. Obálka RR je křivka spojující všechny R kmity. Tato křivka je vypočítána kubickou interpolací R kmitů.
- Střední hodnota EKG - získaná z průměrné hodnoty amplitudy EKG záznamu. Metoda střední hodnoty zachycuje kmitání základní linie EKG záznamu. Výhodou této metody je odolnost vůči rušení. Metoda zahrnuje nalezení střední hodnoty během jednoho srdečního stahu (začíná těsně před P vlnou a končí před P vlnou následujícího stahu srdce). Slabé zvyšování a snižování střední hodnoty vybraného úseku reprezentuje dýchání.
- Intervalová metoda - získaná z časového intervalu vybraných znaků EKG signálu. RR interval je definován časovou periodou mezi dvěma po sobě jdoucími kmity. Změny v RR intervalu jsou ovlivňovány dýcháním.[4][19]

### 5.4 Teplota

Pro měření teploty se v lékařství například používají termistory, které patří mezi odporové polovodičové senzory. Rozlišují se dva typy termistorů - negastory (NTC - z angl. Negative Temperature Coefficient) a pozistory (PTC - z angl. Positive Temperature Coefficient). Vhodné jsou negastory jejichž odpor s rostoucí teplotou klesá. Pozistory se využívají jako senzory indikující překročení teploty.

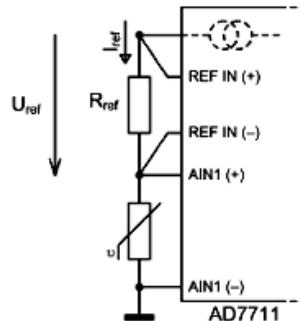
Lineární závislost odpor na teplotě lze vyjádřit teplotním součinitelem:

$$\alpha(T) = R_0(1 + \alpha_0(T - T_0)) \quad (5.2)$$

kde  $T$  [K] je termodynamická teplota,  $R_0$  [ $\Omega$ ] je odpor při referenční teplotě  $T_0$ ,  $\alpha_0$  [ $K^{-1}$ ] je teplotní součinitel odporu při teplotě  $T_0$ . Vztah má platnost jen v malém rozsahu teplot. Pro přesná měření a větší rozsahy platí:

$$\alpha(T) = R_0 \left[ 1 + \alpha \cdot \Delta T + \beta \cdot \Delta T^2 + \gamma \cdot \Delta T^3 \cdot (T - 100) \right] \quad (5.3)$$

Negastory určené pro měření tělesné teploty se napájí proudem v řádu maximálně několika stovek mikroampérů. Jejich odpor je standardně  $1354\Omega$  při teplotě  $37^\circ\text{C}$ . Pro měření úbytku napětí na negastoru se používá A/D převodník, Obr. 17.



**Obr. 17 Připojení negastoru k A/D převodníku AD7711**

Průměrná tělesná teplota u člověka se pohybuje v rozmezí  $35,8^\circ\text{C}$  až  $37,3^\circ\text{C}$ . Tato teplota zaručuje správné fungování všech tělesných orgánů a reakcí, které v nich probíhají. Z medicínského hlediska se za podchlazení u člověka považuje nechtěný pokles teploty těla pod  $35^\circ\text{C}$ . Pokud lidská teplota překročí  $37^\circ\text{C}$ , může se jednat o přehřátí organismu, či o obrannou reakci imunitního systému na infekci organismu. [8][24]

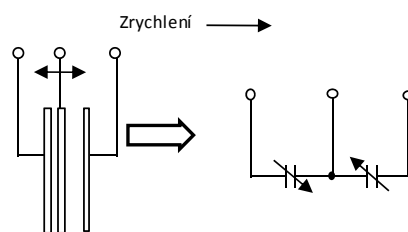
## 5.5 Akcelerometrie

Akcelerometrie umožňuje měření zrychlení pomocí akcelerometrů. Ty pracují na principu určení odchylek způsobených pohybem hmotného tělesa (umístěné v akcelerometru) při zrychlení segmentu. Tyto změny jsou převáděny a měřeny (např. piezoelektricky) pomocí elektrického výstupního signálu. Podle počtu akcelerometrů je možné měřit zrychlení v jedné ose, v rovině nebo v prostoru. Třídimenzionální zrychlení lze určit pomocí tří akcelerometrů umístěných tak, že jejich osy jsou na sebe kolmé.

Freescape akcelerometr, resp. senzor zrychlení, je povrchově integrované mikrozařízení, které se sestává ze dvou částí. Senzor - mechanické části - povrchově integrované kapacitní měřící buňky (g-cells) a ASIC integrovaných obvodů pro zpracování signálů ze senzoru

Samotný integrovaný senzor je povrchová mikromechanická polykřemíková struktura (nosník, pružiny, pevné úchyty) "plovoucí" na povrchu křemíkového monokrystalu. Křemíkové pružiny umožňují pohyb celé mechanické struktury po povrchu monokrystalu a zároveň poskytují mechanický odpor síle vzniklé zrychlením. Prohnutí a deformace takové to struktury je převedena na změnu kapacity diferenciálního kondenzátoru (viz Obr. 18). Ten je složen z dvou pevných desek a desky pevně spojené s deformujícím se nosníkem (beam).





**Obr. 18 Princip senzoru akcelerometru**

Působení zrychlení mění vzdálenost (zvyšuje nebo snižuje) pohyblivých elektrod kondenzátoru, což mění kapacitu senzoru v závislosti na intenzitě zrychlení. [2][17][26]

## 6 Návrh zařízení

Vestavěný senzorový systém sbírá fyziologická a mechanická data pomocí vestavěných senzorů. Zařízení obsahuje senzorový systém, zpracování signálu a systém pro zobrazení dat. Údaje snímané z těla měřené osoby jsou shromažďovány v senzorové síti. Získaná data jsou přenášena do vozidla přes komunikační rozhraní bluetooth, to se využívá pro přenos dat na krátké vzdálenosti. Z vozidla jsou data předávána na webový server pomocí databází.

Vestavěný systém se skládá z EKG modulu, z kterého se dále určuje tepová a dechová frekvence, senzoru pro měření teploty a systému pro zjištění zrychlení a polohy snímané osoby. Na Obr. 19 je návrh měřicího řetězce. Na pilotovi jsou umístěny dvě elektrody pro měření EKG, ty jsou označeny červenými body. Žlutým bodem je označený senzor pro měření teploty a senzor pro měření zrychlení a polohy.



Obr. 19 Návrh měřicího řetězce

### 6.1 Výběr vhodných součástek

Pro návrh zařízení je důležité vybrat vhodné a dostupné součástky. Proto je pro každou jednotlivou část zařízení vybráno několik zástupců jednotlivých výrobců součástek, jejich nejdůležitější parametry jsou porovnány a je vybrána ta nejvhodnější z nich.

#### 6.1.1 EKG modul

Pro snímání EKG bylo vybráno koncové zařízení ADS1298. Je to vícekanálový, 24 bitový analogově-digitální převodník delta-sigma s vestavěným programovatelným zesílením. Zahrnuje všechny funkce, které jsou běžně vyžadované v aplikacích pro měření EKG. Je možno měřit až 12-ti svodové EKG. Využívá symetrické nebo nesymetrické napájecí napětí. Umožňuje připojení k seriovému perifernímu rozhraní SPI. [28]

	Napájení [V]		Příkon	Pracovní teplota	Počet kanálů
	unipolární	bipolární			
ADS1298	2.7 až 5.25	1.65 až 3.6	0.75mW/kanál	-40°C až +85°C	8

Tab. 1 Vybrané parametry ADS1298

#### 6.1.2 Senzor pro měření teploty

Pro snímání teploty je vybrán senzor Pt 100. Je to odporový snímač teploty určený pro přesné měření teplot v rozsahu od -200°C do +800°C. Princip měření spočívá ve změně elektrického odporu platinového drátu v závislosti na teplotě. Senzor je relativně malých rozměrů a cenově dostupný. [29]

Název	Napájení [V]	Teplotní rozsah	Přesnost
SMT 160-30	5	-45°C až +130°C	±0.7°C
DS18B20	3.0 až 5.5	-55°C až +125°C	±0.5°C pro -70°C až +85°C
Pt 100	-	-200°C až +232°C	0.5Ω 0.5% teploty / 0.22Ω 0.25% teploty

**Tab. 2 Parametry vybraných teplotních senzorů**

### 6.1.3 Senzor pro měření zrychlení a polohy

Výběr akcelerometru pro měření zrychlení a polohy ovlivňují parametry jako dynamický rozsah, frekvenční odezva, uzemnění, horní frekvenční limit, dolní prahová frekvence, rušení, rezonanční frekvence, citlivost, teplotní vliv (citlivost na teplotu) a teplotní rozsah.

Název	Počet os	Typ výstupu	Napájení [V]	Rozsah měření	Sběrnice	Citlivost
LIS331DLH	3	digitální	2.16 až 3.6	±2g/±4g/±8g	I2C/SPI	3mg/LSB
ADXL345	3	digitální	2.0 až 3.6	±2g/±4g/±8g/±16g	I2C/SPI	4mg/LSB
MMA7450L	3	digitální	2.4 až 3.6	±2g/±4g/±8g	I2C/SPI	15.6mg/LSB
MMA7660FC	3	digitální	2.4 až 3.6	± 1.5g	I2C	48mg/LSB

**Tab. 3 Parametry vybraných akcelerometrů**

Pro zařízení je vybrán miniaturní 3 osý akcelerometr LIS331DLH, který má digitální 16-ti bitový výstup, vysoké rozlišení a citlivost. Lze jej využít pro nízké hodnoty g v 16-ti vývodovém pouzdru Land Grid Array (LGA). Kompletní zařízení obsahuje snímací prvek a rozhraní IC, které je schopno přijmout informace z čidla a poskytnout signál do vnějšího světa prostřednictvím I2C nebo SPI sériového rozhraní. Je ho tedy možné přímo napojit na libovolný CPU či MCU a informace o hodnotách zrychlení ve všech směrech X, Y a Z se přenáší společně po jedné sériové sběrnici. [30]

### 6.1.4 Komunikační rozhraní

	Komunikační rychlost	Napájení [V]	Dosah [m]	Frekvence [GHz]
cB-OEMSPA311i-04	300 až 921.6 kDd	3 až 6	75	2.4
ZG2100M	1 Mbps / 2 Mbps	2.7 až 3.6	budova 40 otevřený prostor 400	2.4

**Tab. 4 Parametry vybraných komunikačních rozhraní bluetooth a wifi**

S ohledem na cenu byl použit levný modul cB-OEMSPA311i-04 s dostatečným dosahem 75 m. Pro snazší výměnu nebo použití v jiných aplikacích byla vytvořena jednoduchá redukce s vývody ve dvou řadách. Modul cB-OEMSPA311i-04 má rychlost 56 kDd, šířka rámce 8 bitů, přenos bez parity a jeden stop-bit. [31]

### 6.1.5 Mikrokontroler ATmega16L

Mikrokontroler ATmega16L má jádro AVR. To zahrnuje instrukční sadu s 32 univerzálními pracovními registry. Registry jsou přímo napojeny na aritmetickou logickou jednotku (ALU), dovolující zpřístupnění dvou registrů v jediné instrukci provedené v jednom hodinovém cyklu.

Mikrokontroler Atmega16L má následující funkce:

- 16kB In-Systém programovatelné Flash paměti,
- programová paměť se schopností z paměti číst, když je do ní zapisováno,
- 512B EEPROM,
- 1kB SRAM,
- 32 univerzálních I/O linek,
- 32 univerzálních pracovních registrů,
- rozhraní JTAG pro Boundaryscan,
- podpora „On-chip“ ladění a programování,
- 3 flexibilní časovače/čítače s porovnávacími režimy,
- vnitřní a vnější přerušení,
- sériový programovatelný USART,
- dvouvodičové sběrnice rozhraní,
- 8-kanálový 10-bit ADC, programovatelný Watchdog Timer s interním oscilátorem,
- sériový port SPI,
- 6 softwarově volitelných úsporných režimů.

Režim Idle zastaví CPU a současně umožní USART, dvouvodičové sériové rozhraní, A/D převodník, SRAM, časovače/čítače, SPI port a přerušovací systém. Power-down režim uloží obsahy registrů, vypnou se ostatní funkce čipu, až do příštího vnější přerušení nebo hardwarového resetu. V Power-save režimu asynchronní Timer nadále pracuje, umožňuje udržet časovou základnu, zatímco zbytek přístroje spí. [27]

### **6.1.1 Sběrnice systém**

Využívá se ke komunikaci mezi integrovanými obvody. Typická délka vedení nepřesahuje jednotky metrů. Často používaná rozhraní pro komunikaci mezi jednotlivými integrovanými obvody (dále jen IO) jsou rozhraní Microwire, SPI a I2C. Důvodem používání sériové komunikace mezi IO je zmenšení počtu vývodů jejich pouzder. Při použití sériových pamětí se zredukuje množství adresových, datových a řídicích vývodů obvyklé (nikoliv sériové) paměti na tři až čtyři vývody. To umožňuje zmenšit rozměry pouzdra i spojové desky, protože odpadá prostorově náročné propojování velkým počtem vodičů.

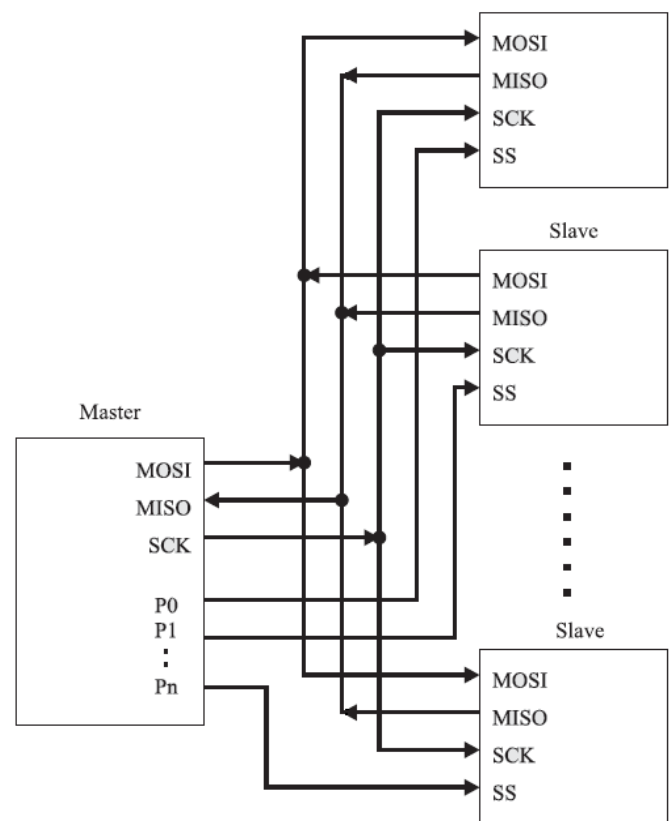
Další výhodou je možnost připojení obvodů se sériovým rozhraním i k mikrokontrolérům bez vyvedené vnitřní sběrnice, v krajním případě i bez příslušného řadiče sériového rozhraní. Funkce řadiče je potom realizována programově s využitím několika vývodů vhodného portu mikrokontroléru.

#### ***Rozhraní SPI***

SPI (Serial Peripheral Interface) je sériové periferní rozhraní. Je určeno především pro připojení vnějších pamětí, A/D převodníků a dalších obvodů k mikrokontroléru, případně pro vzájemnou komunikaci mezi mikrokontroléry. U některých mikrokontrolérů je SPI využíváno i pro programování jejich vnitřní paměti Flash. Základní koncepce systému využívajícího sběrnici SPI je následující (viz Obr. 20).

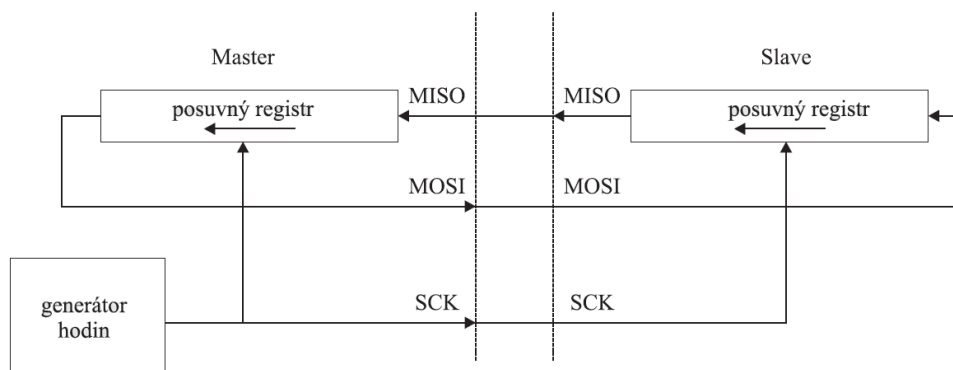
V systému mohou být zapojeny dva nebo více obvodů. Jeden z obvodů, obvykle procesor, je typu Master, ostatní jsou typu Slave. Jednotlivé obvody jsou propojeny čtyřmi vodiči:

- datový výstup MOSI (Master Out, Slave In) obvodu Master je připojen na vstupy MOSI všech obvodů Slave,
- datový vstup MISO (Master In, Slave Out) obvodu Master je propojen s výstupy MISO všech obvodů Slave,
- výstup hodinového signálu SCK je připojen na vstupy SCK všech obvodů Slave.
- každý obvod Slave má vstup SS (Slave Select) pro výběr obvodu. Je-li SS v neaktivní úrovni, je rozhraní SPI daného obvodu neaktivní a jeho výstup MISO je ve vysokoimpedančním stavu. Vstupy SS jednotlivých obvodů jsou samostatnými vodiči propojeny s obvodem Master. Je-li obvodem Master mikrokontrolér, bývají tyto vodiče připojeny k některému z jeho portů. Tak lze snadno vybírat obvod, se kterým má být v daném okamžiku vedena komunikace. [15]



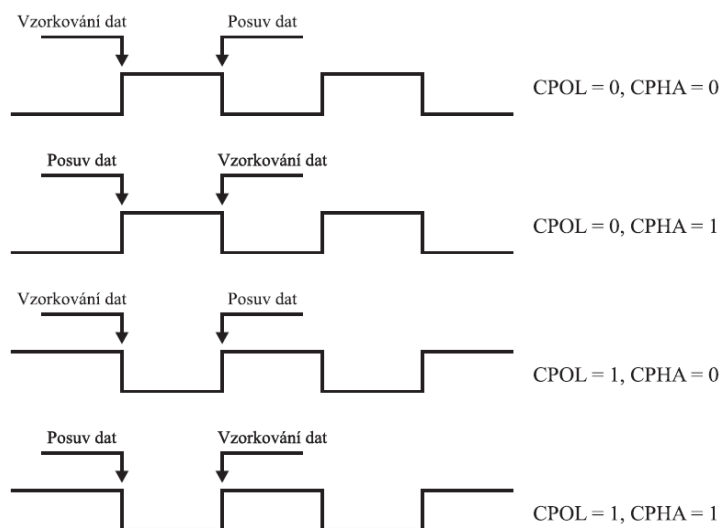
**Obr. 20 Celková koncepce systému se sběrnici SPI [26]**

Přenosy na sběrnici SPI, probíhají vždy mezi obvodem Master a některým z obvodů Slave. Oba obvody obsahují posuvné registry, které jsou v okamžiku komunikace propojeny tak, jak je schematicky naznačeno na Obr. 21.



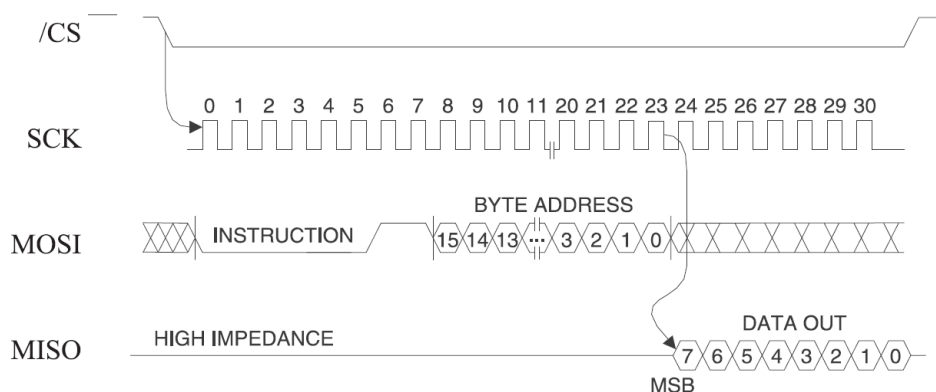
**Obr. 21 Propojení stanic Master a Slave [26]**

Obvod Master generuje hodinový signál, který řídí posouvání obou posuvných registrů. Klidová úroveň signálu SCK a vztah mezi datovým a hodinovým signálem je dán parametry CPOL a CPHA (viz Obr. 22). Pokud je rozhraní SPI realizováno specializovaným řadičem, je obvykle možné tyto parametry v řadiči nastavit. Je-li, rozhraní SPI realizováno programově, musí být okamžiky změny úrovně datových a hodinových signálů zvoleny tak, aby přijímající obvod vzorkoval ustálená data.

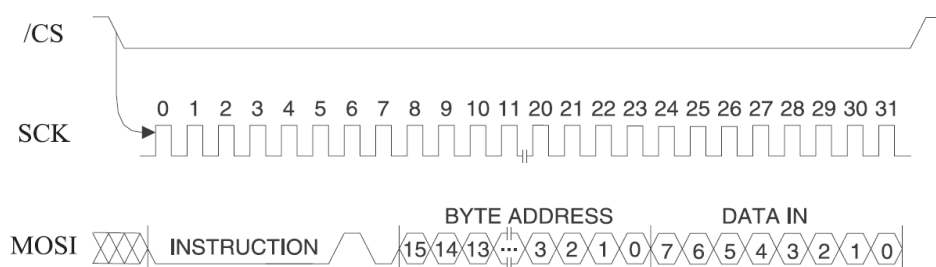


**Obr. 22 Význam parametrů CPOL a CPHA na sběrnici SPI [26]**

Napěťové úrovně jednotlivých signálů rozhraní SPI, jsou dané použitou technologií. Maximální frekvence hodinového signálu je 2 MHz. Na Obr. 23 a Obr. 24 je příklad komunikace se sériovou pamětí při čtení dat. Mikrokontrolér musí nejprve do paměti zapsat povel (čtení) a adresu dat. Potom jsou z paměti přečtena příslušná data. [15][26]



Obr. 23 Čtení dat z paměti s rozhraním SPI [26]



Obr. 24 Zápis dat do paměti s rozhraním SPI [26]

## 6.2 Schéma zapojení

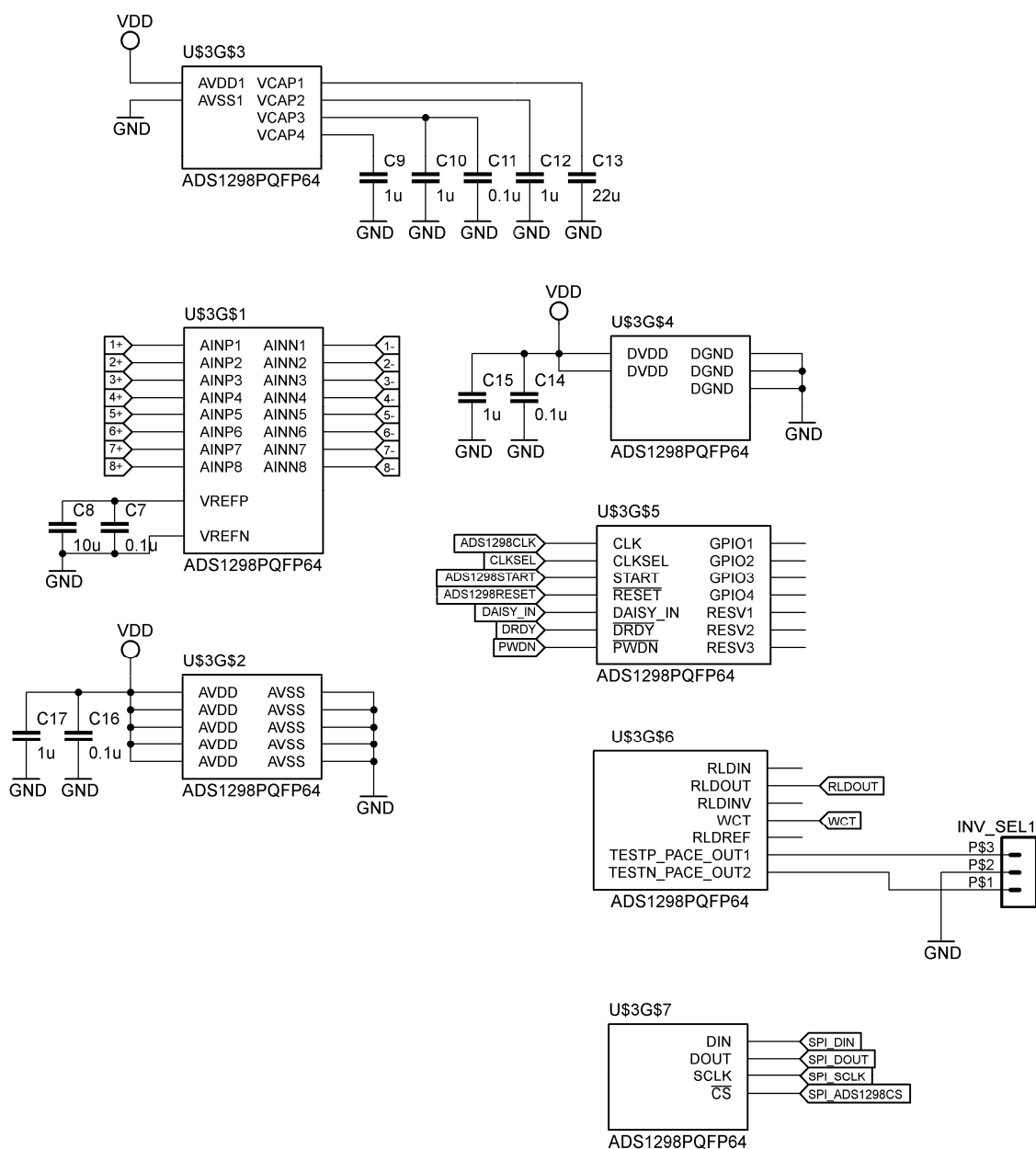
Zařízení se sestává ze zapojení jednotlivých IO pro měření EKG, teploty, polohy a zrychlení. Dále mikroprocesoru. Mikroprocesor komunikuje s IO pomocí periferního rozhraní SPI. Data jsou dále posílána pomocí Bluetooth. Celé zařízení je bateriově napájeno na 3V.

Kompletní schéma zapojení je přiloženo v Příloze 1, jednotlivé bloky jsou rozepsány níže.

### 6.2.1 Schéma zapojení obvodu pro měření EKG

Pro měření EKG je využit IO ADS1298. Tento IO má 8 kanálů a lze na něm měřit až 12-ti svodové EKG. Každý kanál má flexibilní vstupní multiplexer, který může být nezávisle připojen k vnitřně generovanému signálu pro testování. Multiplexer umožňuje jakékoliv vstupní elektrodě, aby byla naprogramována jako referenční elektroda. A/D převodník v IO umožňuje rychlost přenosu dat od 250vzorků/s do 32kvzorků/s. Vnitřní oscilátor generuje hodinový signál 2,048MHz. RLD (z angl. right leg drive - obvod pravé nohy) obvod umožňuje vybrat průměr z libovolné kombinace elektrod a vznikne tak referenční signál pacienta.

ADS1298 je připojeno na nesymetrické napájecí napětí. Analogové napájecí napětí (AVDD) je vztaženo k analogové zemi (AVSS) a digitální napájení (DVDD) je vztaženo k digitální zemi (DGND). Referenční napětí je generováno s ohledem na AVSS. Při použití vnitřní napěťové reference, je VREFN připojeno k AVSS. Hodnoty blokovacích kondenzátorů C7 a C8 jsou voleny tak, že šířka pásma je omezena na max. 10 Hz a jsou umístěny co nejbližší k pouzdru. Při použití analogového napájení 3V, musí být vnitřní reference nastavena na 2,4V. Blokovací kondenzátory pro napájení, WCT a VCAP1 až VCAP4 jsou umístěny co nejbližší k pouzdru. Pro ochranu vstupů jsou v zapojení využity rezistory.

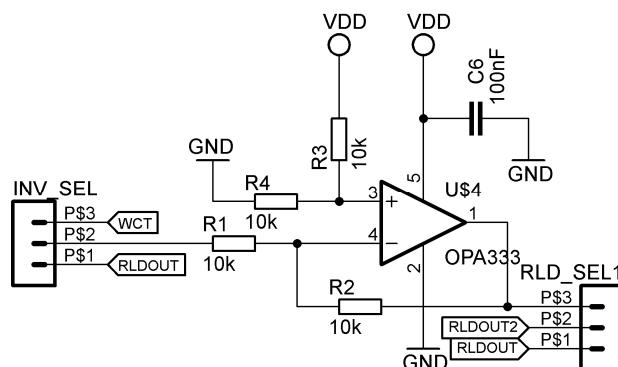


**Obr. 25 Zapojení obvodu pro měření EKG**

Vzhledem k tomu, že čip ADS1298 má 64 pinů pro zapojení do obvodu, byl čip rozkreslen do 7 dílčích bloků, viz Obr. 25. Jednotlivé bloky pak sdružují ty piny, které spolu charakteristicky souvisí.

RLD obvod potlačuje rušivý signál 50 Hz ze sítě. Přídavná elektroda RL (z angl. right leg - pravá noha) se umísťuje na pravou nohu. Jedná se o zápornou zpětnou vazbu.



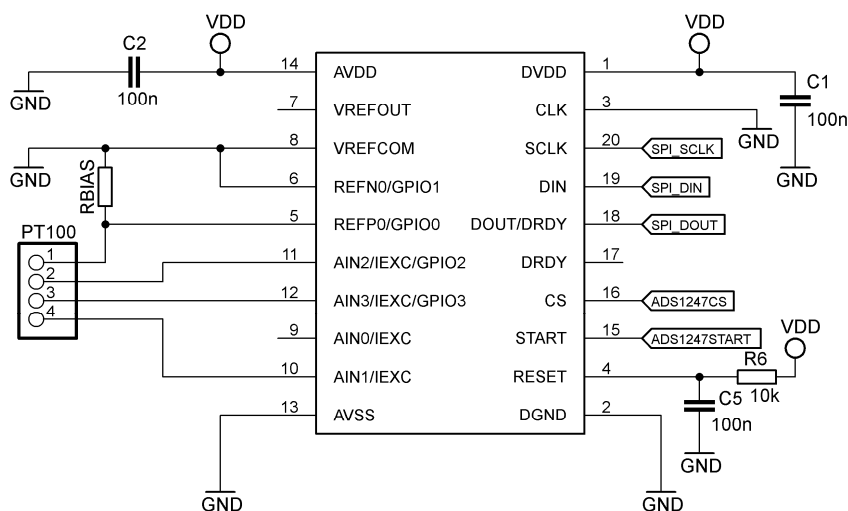


Obr. 26 Zapojení obvodu pro napájení pravou nohou

### 6.2.2 Schéma zapojení obvodu pro měření teploty

Pro měření teploty je využit IO ADS1247, ke kterému se připojuje měřicí senzor Pt100. Je to platinový odpor. Odporové teploměry jsou založené na principu definované změny elektrického napětí na proudu. Měří se odpor čidla. IO ADS1247 má vstupní multiplexer, který využívá dvou diferenciálních vstupů, je vysoce citlivý a obsahuje 24 bitový A/D převodník. Rychlost přenosu dat je až 2k vzorky/s. Pro přenosové rychlosti 20 vzorků/s a méně, jsou obě rušení 50 Hz a 60 Hz odfiltrovány.

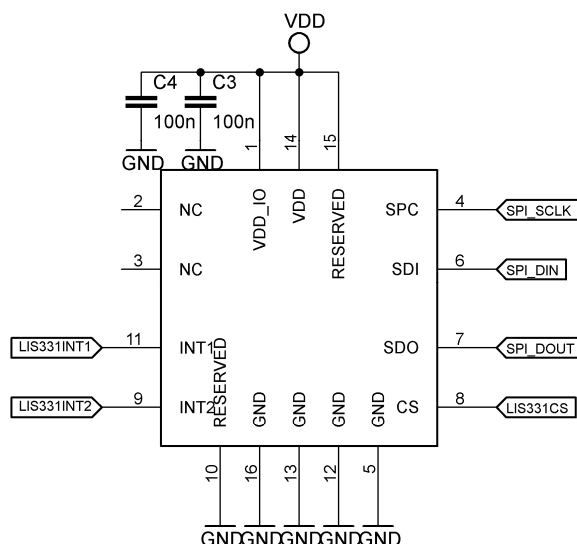
Měřicí senzor Pt100 je čtyřvodičově připojen k integrovanému obvodu ADS1247. Hodnota rezistoru  $R_{BIAS}$  je volena podle nastavení vnitřního zdroje proudu. Na napájení jsou umístěny blokové kondenzátory.



Obr. 27 Zapojení obvodu pro měření teploty

### 6.2.3 Schéma zapojení obvodu pro měření zrychlení a polohy

IO je napájen napájecím napětím Vdd, zatímco I/O bloky jsou napájeny prostřednictvím napájecího napětí Vdd\_IO. Blokové kondenzátory na napájení jsou umístěny co nejblíže k pouzdru k pinu 14. Funkce a načasování obou přerušení piny (INT 1 a INT 2) je naprogramováno prostřednictvím periferního rozhraní SPI.

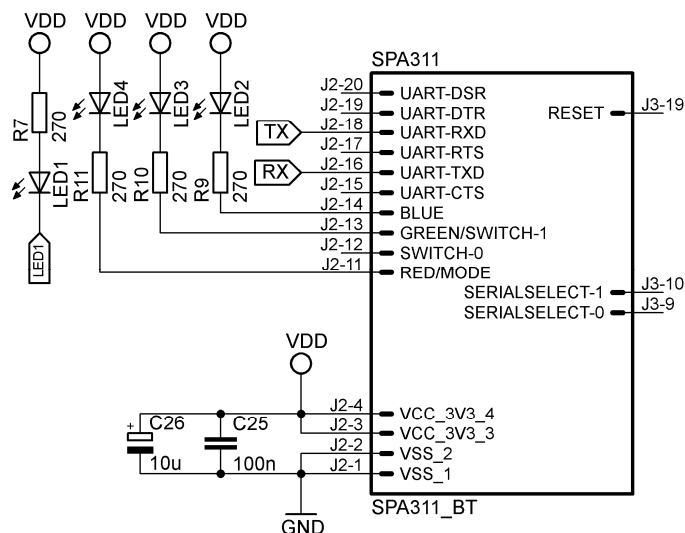


Obr. 28 Zapojení obvodu pro měření polohy a zrychlení

## 6.2.4 Schéma zapojení komunikace Bluetooth

Pro komunikaci zařízení s okolním prostředím, počítač nebo přístrojový panel vozidla, je využit bluetooth cB-OEMSPA311i-04 s vnitřní SMD anténou a bez přídavných konektorů. Modul má lineární napájecí zdroj. Může být v různých režimech, které jsou signalizovány led diodami zapojenými přímo k modulu. Mohou být použity k indikaci příjmu dat nebo vysílání dat a připojení.

Na napájení jsou připojeny blokovací kondenzátory C25 a C26.

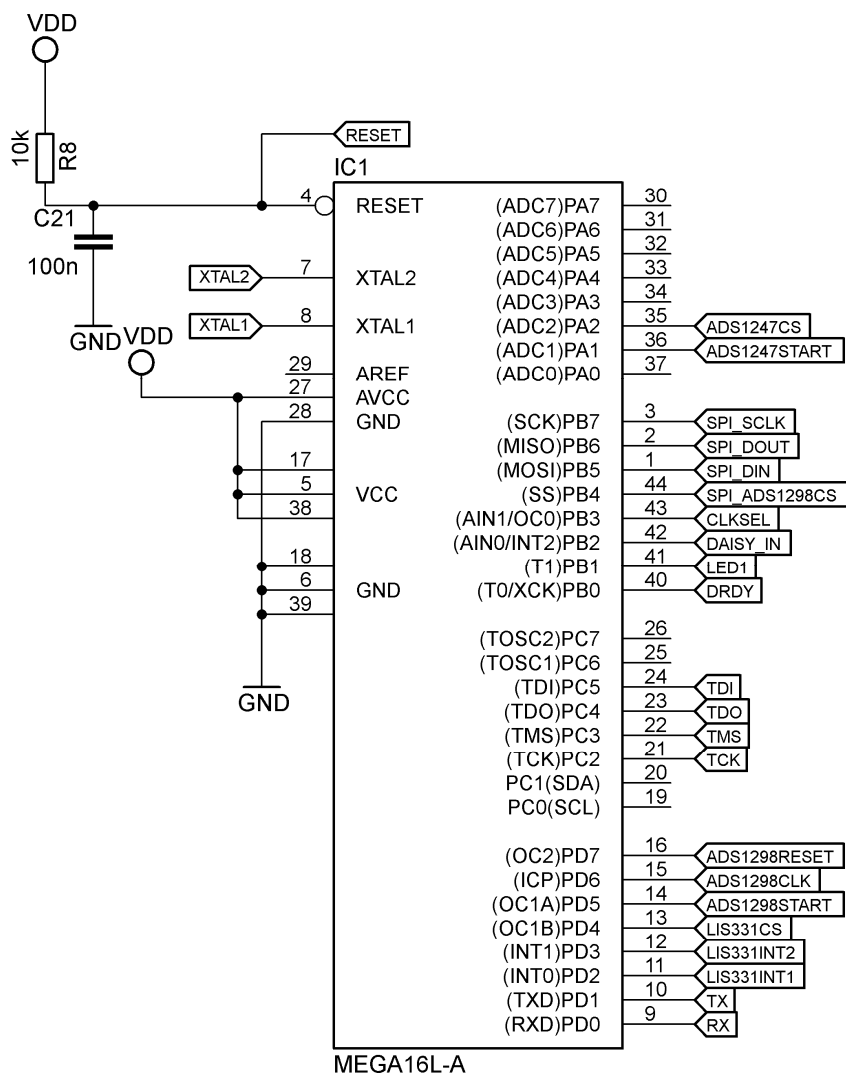


Obr. 29 Zapojení obvodu pro komunikaci

## 6.2.5 Schéma zapojení mikrokontroleru ATmega16L

Pro řízení vestavěného systému je použitý mikrokontroler ATmega16. Je taktován 8 MHz krystalem. U procesoru jsou využity všechny jeho sériové linky. Sběrnice SPI (linky MOSI, MISO, SCK, SS) pro připojení programátoru a pro komunikaci s akcelerometrem, čipem ADS1298

pro měření EKG a čipem ADS1247 pro měření teploty. Jako poslední je rozhraní UART (linky TxD, RxD) pro připojení k počítači a přenosu dat pomocí bluetooth.

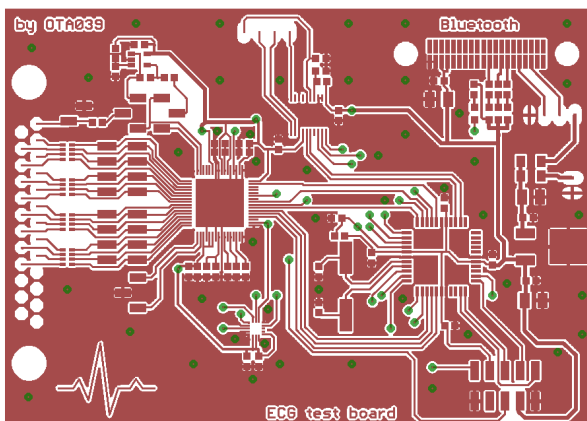


Obr. 30 Zapojení ATmega16L

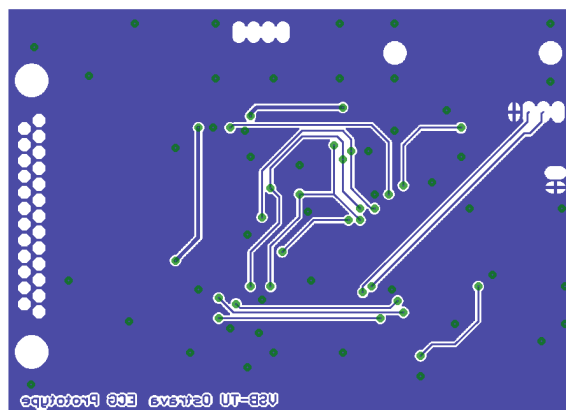
### 6.3 Deska plošného spoje

Pro realizaci prototypu byla zvolena dvouvrstvá deska plošného spoje a to především z důvodů nižší technologické náročnosti a možnosti její realizace ve zdejších podmínkách a to i za cenu větších geometrických rozměrů prototypu. Rovněž použitá technologie realizace prokovů vyžaduje větší rozměry. Jednotlivé integrované obvody a jejich podpůrné součástky jsou umístěny dle jejich funkce a z toho vyplývá regionální členění desky plošných spojů, jak je patrné z

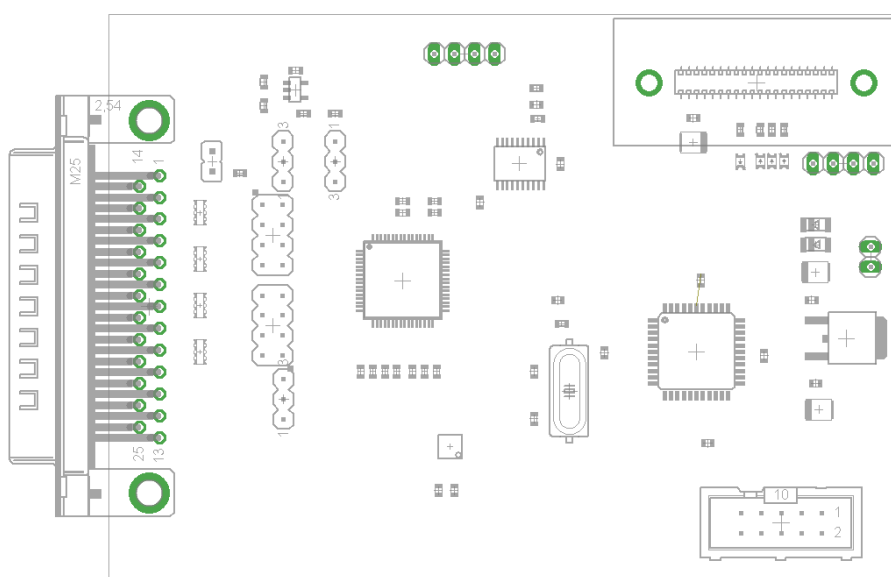
Obr. 31. Spodní strana DPS s cestami je na Obr. 32. Z důvodů snadnější realizace je zvoleno pouze jednostranné umístění integrovaných obvodů a dalších součástek. Komunikační modul je připojen přes 40 pinový konektor. To umožňuje v případě potřeby připojit i jiné komunikační zařízení.



Obr. 31 Vrchní stran DPS - strana cest



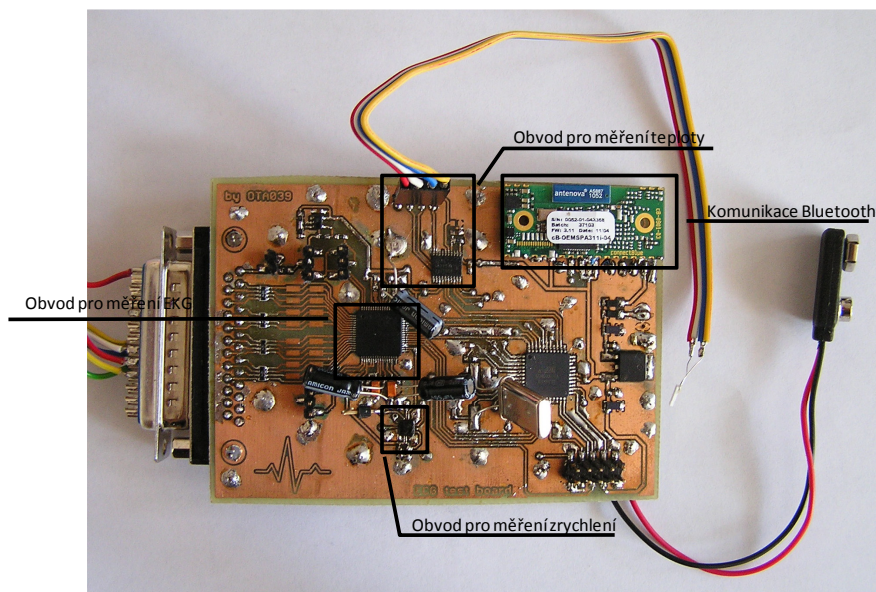
Obr. 32 Spodní strana DPS - strana cest



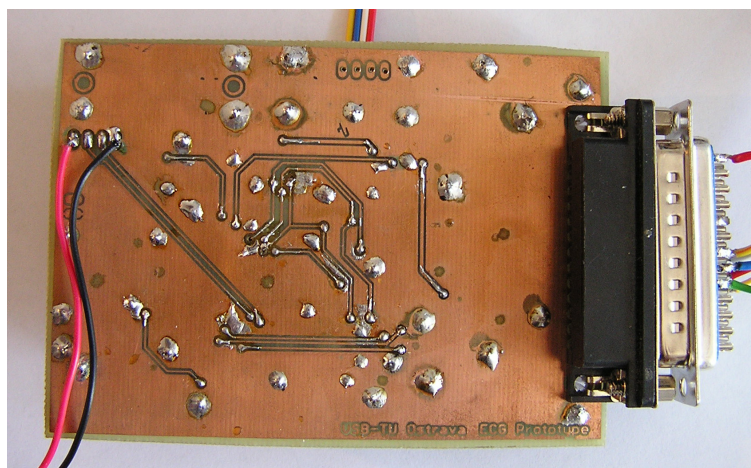
Obr. 33 DPS - strana součástek

## 6.4 Realizace zařízení

Realizovaný kus prototypového zařízení je na Obr. 34, kde je vidět horní strana se součástkami a na Obr. 35, kde je zobrazena spodní strana desky plošných spojů. Napájení zařízení obstarávají 3 AA baterie, které jsou umístěné mimo desku plošných spojů. Napájecí napětí je dále upraveno pomocí lineárního stabilizátoru na 3.3V a je jednotné pro všechny použité obvody v zařízení. Funkčnost zařízení je signalizována pomocí 4 LED diod. Jedna je určena pro indikaci zapnutí zařízení – připojení k baterii. Další tři diody slouží k signalizaci komunikace přes bluetooth.



**Obr. 34 Horní strana prototypu**



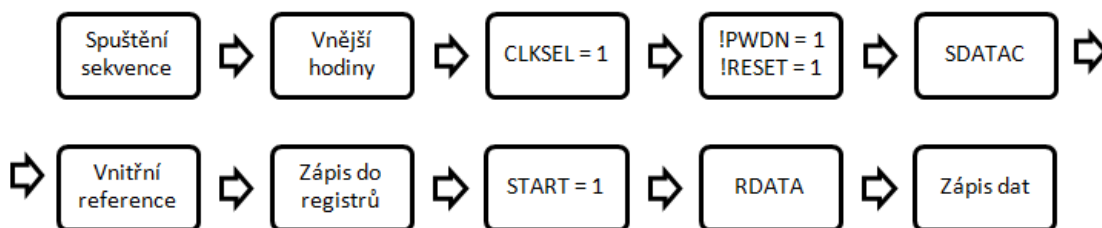
**Obr. 35 Spodní strana prototypu**

Následující část popisuje postup při konfiguraci jednotlivých obvodů zařízení do základního stavu a pro příjem dat. Toto je důležité, aby se zkontroloval stav, funkčnost jednotlivých obvodů. Po seznámení se s nastavením obvodů a kontrole správnosti dat může být přistoupeno k nakonfigurování zařízení dle potřeby a k nastavení jednotlivých funkcí.

#### **6.4.1 Nastavení obvodu pro měření EKG**

Při konfiguraci obvodu pro měření EKG je nejprve nutno nastavit pin CLKSEL. Tento pin určuje hlavní hodinový impuls -  $CLKSEL = 0$  a frekvence je nastavena na 2,048MHz. Dále se nastavuje systémový reset a vypínací pin na výstup -  $!RESET = 1$  a  $!PWDN = 1$ . Následuje zpoždění 1s, aby se mohlo provést vyresetování zapnutí napájení a začal pracovat vnitřní oscilátor. Pin  $!CS$  určuje výběr seriového komunikačního rozhraní SPI, které je nastaveno na minimum před posláním příkazu pro čtení nebo zápis dat. Zařízení je připraveno k zápisu do registrů -  $SDATAC$ . Pro použití vnitřní reference je třeba nastavit příkazem `WREG CONFIG3 0xC0` konfigurační registr 3. Konfigurační registr 1 - `WREG CONFIG1 0x26` - nastavuje rychlost přenosu dat na  $f_{mod}/1024$  a vzorkování na 250vzorků/s. Konfigurační registr 2 - `WREG CONFIG2 0x00` - určuje testovací

signál, proto je pro měření vypnutý. Aktivace kanálu pro měření je provedena příkazem WREG CHnSET 0x05. Přepočítání dat se zahájí nastavením pinu START a následuje čtení těchto dat - RDATA a jejich zápis.



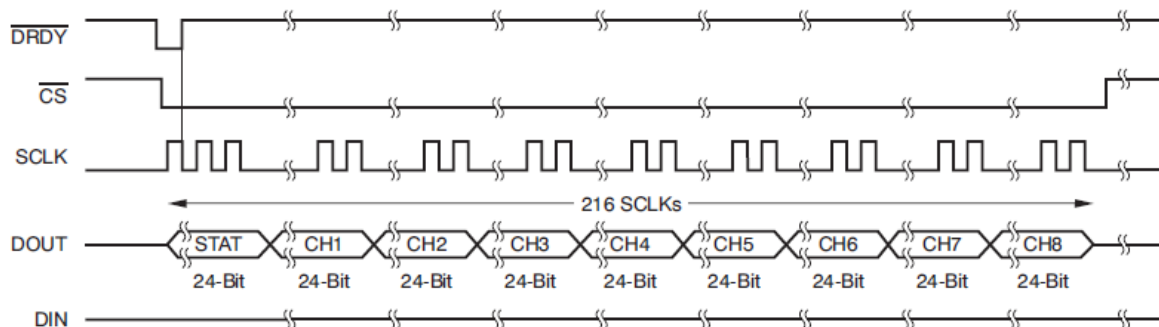
Obr. 36 Blokové schéma nastavení obvodu pro měření EKG

Výstupní data mají 24 bitový formát pro každý kanál v doplňkovém kódu. Výstupem kladného vstupního rozsahu je formát 7FFFFFFh, záporného je 800000h (Tab. 5).

Vstupní signál	Ideální výstup
$\geq V_{REF}$	7FFFFFFh
$+ V_{REF} / (2^{23}-1)$	000001h
0	000000h
$- V_{REF} / (2^{23}-1)$	FFFFFFh
$\leq V_{REF}$	800000h

Tab. 5 Přepočítání doplňkového kódu [28]

Sériové rozhraní SPI je ze čtyř signálů: !CS, SCLK, DIN, a DOUT. Rozhraní čte převedená data, čte a zapisuje do registrů a kontroluje činnost IO ADS1298. Výstupní signál !DRDY je používán k označení stavu, pokud jeho hodnota odpovídá logické nule, jsou data k dispozici (Obr. 37). [31]



Obr. 37 Nastavení SPI pro IO ADS1298 [28]

#### 6.4.2 Nastavení obvodu pro měření teploty

Obvod pro měření teploty využívá IO ADS1247 a měřicí senzor PT100. Nastavení IO se děje pomocí registrů. Slouží ke kontrole a k získání dat. Adresa registru je tvořena 8 bity a je určena k identifikaci a zápisu dat přes sériové rozhraní SPI. Je nastaven registr MUX0 - multiplexer řídicího registru 0, který umožňuje libovolné kombinace diferenciálních vstupů, které jsou vybrány na všech vstupních kanálech. VBIAS nastavuje předpětový registr. MUX1 je řídicí registr multiplexeru, který nastavuje vnitřní oscilátor a použití reference. SYS0 je systémový řídicí registr nastavující

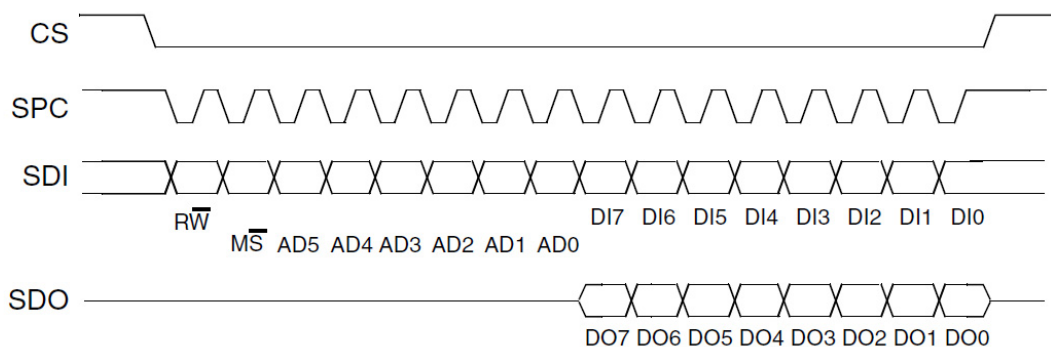
zesílení 1 a rychlost přenosu dat na 5 vzorků/s. IDAC0 je IDAC řídicí registr, který je jen pro čtení a obsahuje přednastavené bity pro kontrolu a identifikaci IO ADS1247.

### 6.4.3 Nastavení obvodu pro měření polohy a zrychlení

Součástka LIS331DLH, která je využita pro měření zrychlení a polohy, obsahuje sadu registrů. Tyto registry se využívají ke kontrole a k získání dat. Adresa registru je tvořena 7 bity a je určena k identifikaci a zápisu dat přes sériové rozhraní SPI.[29]

WHO\_AM\_I (0Fh) registr slouží k identifikaci součástky a je nastaven na 32h. CTRL\_REG1 (20h) registr nastavuje rychlost přenosu dat na 50Hz a výběr, v kterých hodnotách se bude měřit. CTRL\_REG2 (21h) registr konfiguruje filtr typu horní propust. CTRL\_REG3 [Interrupt CTRL register] (22h) registr umožňuje přerušení. CTRL\_REG4 (23h) registr nastavuje citlivost. STATUS\_REG (27h) registr nastavuje, které osy budou čteny a jestli jsou přepisovány novými daty. Výstupní data jsou zapisována do registrů OUT\_X\_L (28h), OUT\_X\_H (29), OUT\_Y\_L (2Ah), OUT\_Y\_H (2Bh), OUT\_Z\_L (2Ch), OUT\_Z\_H (2Dh) a jsou vyjádřena v sadě dvou čísel.[29]

Sériové rozhraní SPI komunikuje s okolím pomocí čtyř signálů: CS, SPC, SDI a SDO (Obr. 38). CS je čip select a vybírá čip, se kterým bude komunikovat. CS je řízen SPI mastrem. Na začátku přenosu je jeho úroveň nastavena na logickou nulu, na konci přenosu se vrací na úroveň logické jedna. SPC jsou hodiny sériového portu a jsou řízeny SPI mastrem. SDI a SDO jsou vstupní data sériového rozhraní a výstupní. Tyto signály jsou řízeny sestupnou hranou SPC a na vzestupné hraně SPC jsou získávána.[29]



Obr. 38 Nastavení SPI pro LIS331DLH [30]

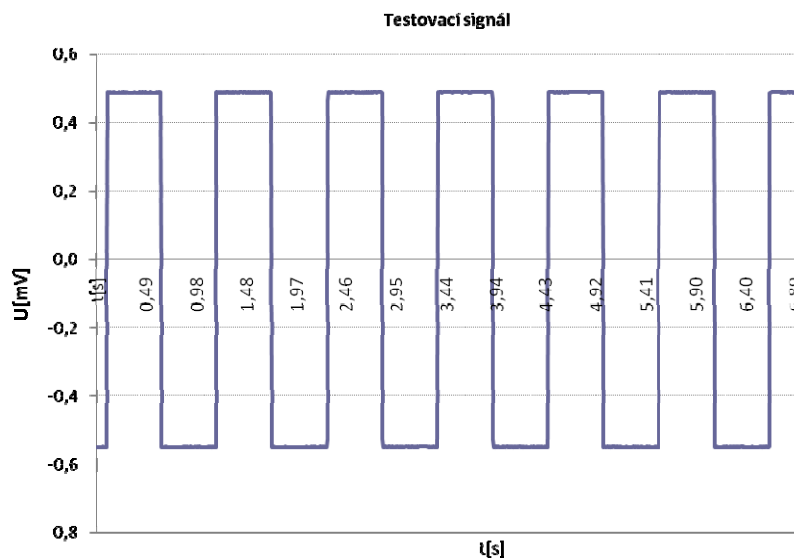
### 6.4.4 Nastavení komunikace

Pro komunikaci je využit bluetooth. Bluetooth se konfiguruje pomocí AT příkazů přes mikroprocesor. Rychlost přenosu dat je přenastavena na 115200 Bd. Funkčnost modulu signalizují led diody LED2, LED3 a LED4. Fotodioda LED2 je připojen na pin 14 BLUE a je použita ke zjištění, zda je modul připojen. Led dioda bliká při posílání a odesílání dat. Led dioda LED4 je připojena na pin 11 RED. Led dioda LED3 připojena k pinu 13 GREEN/Switch-1, signál je vícenásobný. Led signál nabývá platnosti 500ms po startu. Switch-1 čte stav signálu a rozhoduje, zda se nastavení sériového rozhraní obnoví. Vstupní signál musí být stabilní po dobu prvních 500 ms po startu (resetu).



## 7 Testování zařízení

IO pro měření EKG je testován vnitřním testovacím signálem. Ten je nastaven pomocí registrů WREG CONFIG2 0x10 a WREG CH1SET 0x05. Interní testovací signál je nastavený na pulsy o  $f_{CLK}/2^{21}$ . Zesílení je nastaveno na 6.



Obr. 39 Interní testovací signál ADS1298

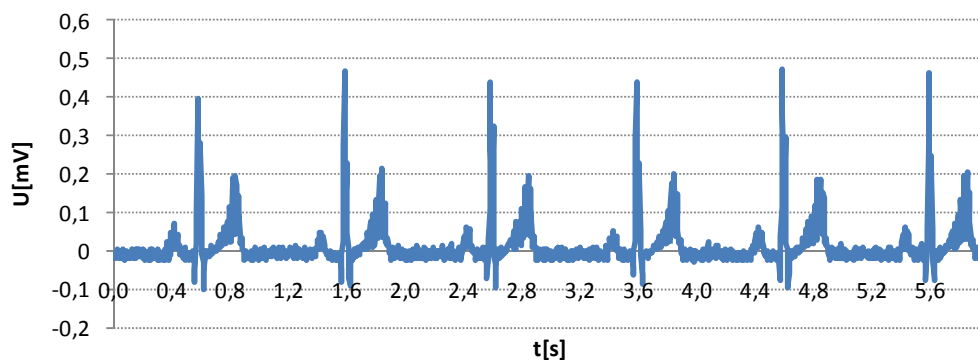
Dále byl IO ADS1298 testovaný na přístroji Impulse 6000D/7000DP Defibrillator/External Pacer Analyzer and Tester (Obr. 40).



Obr. 40 Tester

Tester je přenosný přístroj, který zajišťuje přesné testovací měření. Má 10 nezávislých EKG výstupů, které poskytují 12 svodů pro standardizované klinické signály. Na testeru je možno nastavit flexibilní srdeční rytmus, přesnost a alarm pro testování. Na obrázku (Obr. 41) vidíme testovací signál testeru. Např. byl naměřen svod I. dle Einthovena mezi elektrodou RA a LA. Tester byl nastaven na sinusový signál, frekvence tepů  $60 \text{ min}^{-1}$ . Je zobrazen úsek 6 s. V signálu je patrné rušení tzv. síťovým brumem (50 Hz ze sítě), i přesto je dobře viditelná vlna P, komplex kmitů QRS a vlna T.





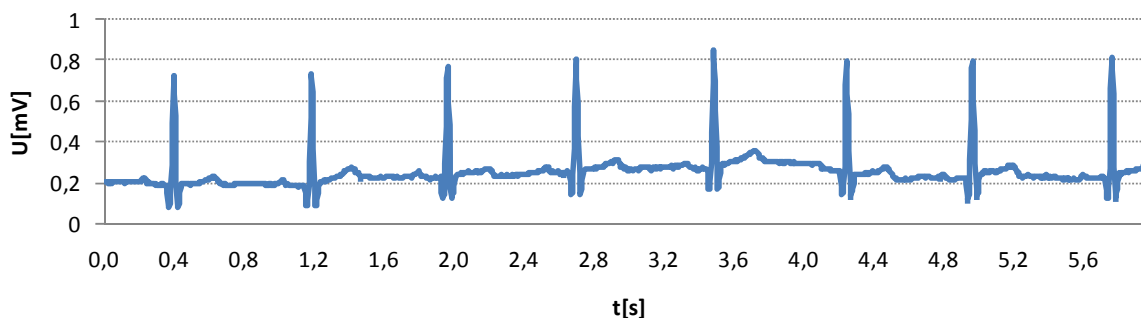
**Obr. 41 Testovací signál testeru**

Zjištění funkčnosti obvodu pro měření EKG byla také provedena na dobrovolníkovi. Snímané EKG je možno vidět na obrázku Obr. 42. Graf zobrazuje průběh EKG signálu, zobrazen je úsek 6 s. V grafu je dobře vidět vlna P, komplex QRS a vlna T. Tep snímané osoby je možné vypočítat dle rovnice uvedené v kapitole 5.2:

$$tep = \frac{N_R}{t} \cdot 60$$

$$tep = \frac{60}{6} \cdot 60 = 80 \text{ min}^{-1}$$

Tepová frekvence snímané osoby je 80 tepů za min, což odpovídá normální fyziologické hodnotě.,



**Obr. 42 Testování na dobrovolníkovi**

IO ADS1247 pro měření teploty umožňuje systémovou kalibraci a kalibraci zisku přístroje. Příkaz SYSOCAL spustí systémovou offset kalibraci. Pro tuto kalibraci je nutno nastavit vstup externě na nulu. Příkaz SYSGCAL spustí systémovou kalibraci zisku. Pro systémovou kalibraci zisku je vstup nastaven do maximálního rozsahu. Příkaz SELFOCAL inicializuje vlastní kalibraci pro offset. Přístroj interně zkracuje vstup a provede kalibraci.

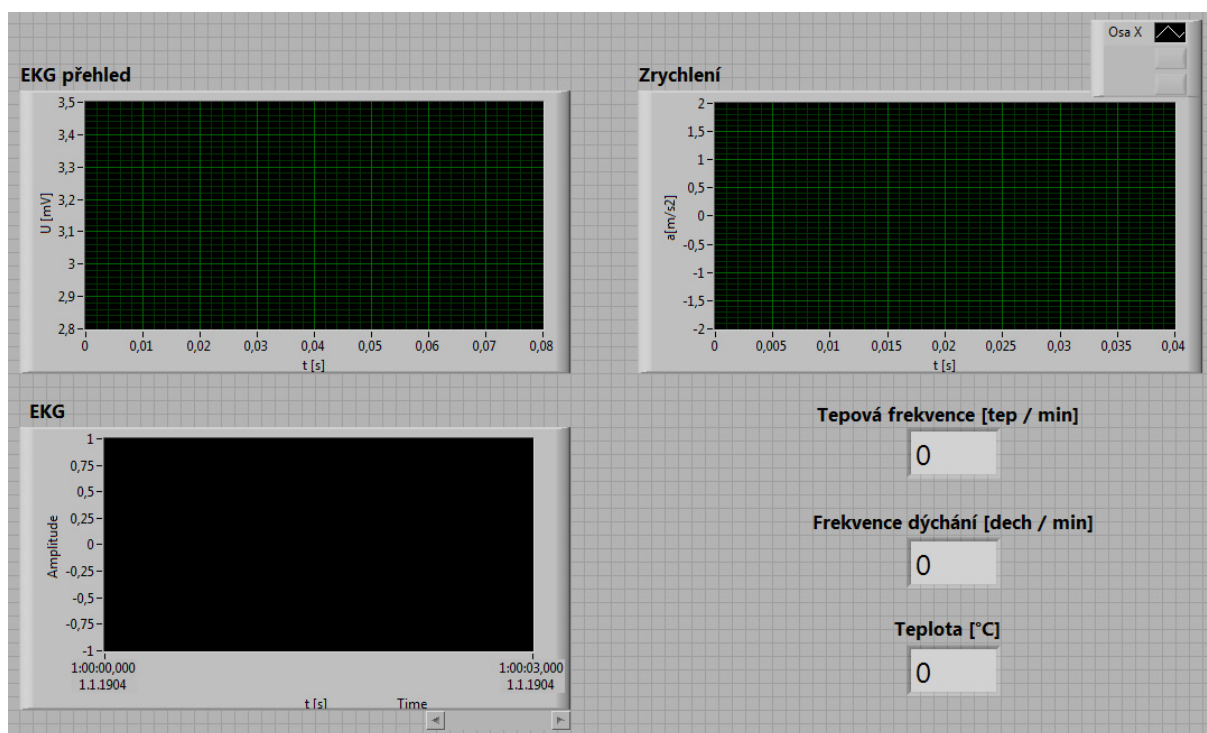
Akcelerometr LIS331DLH umožňuje ověřit funkčnost senzoru bez potřeby pohybu pomocí tzv. self-testu (z angl. vlastní test). Self-test je aktivován nastavením registru CTRL\_REG do 1. Řídící síla je aplikována na senzor simulující určité vnitřní zrychlení. Výstup senzoru stanovuje změny k vybranému rozsahu citlivosti. Pokud je self-test aktivní, výstupní úroveň zařízení je dána algebraickým součtem signálů vytvořených zrychlením senzoru a elektrostatické síly. Mění se amplituda výstupního signálu určuje, že senzor pracuje správně.

## 8 Návrh programu a zobrazení naměřených hodnot

Pro sběr a zobrazení snímaných dat je vytvořen program v programovém prostředí Labview 2010, verze 10.0 (32bit). Program je navržen pro zpracování naměřených dat v reálném čase a zpracování dat offline ze souboru.

### 8.1 Návrh programu

Navržený program je zobrazen na Obr. 43. Program zobrazuje graf snímaného EKG (EKG přehled a EKG) a graf zrychlení. Dále je zobrazována aktuální hodnota tepové frekvence a dechové frekvence, které jsou určovány výpočtem z naměřených hodnot EKG, a teplota.

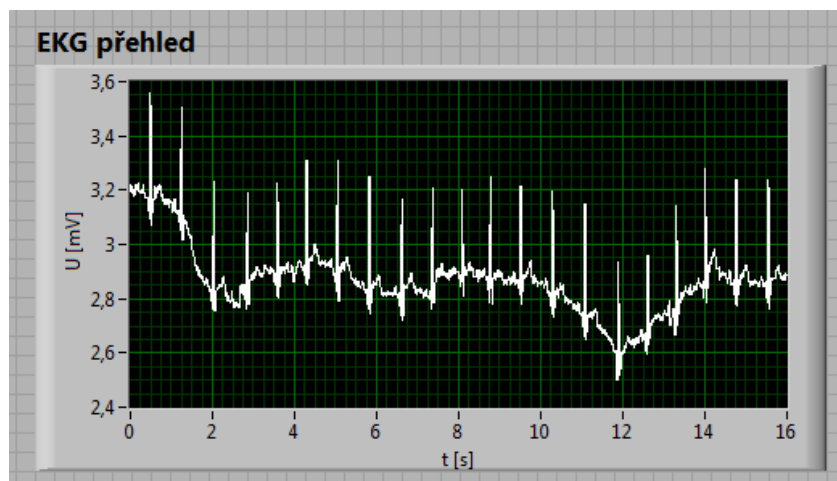


Obr. 43 Návrh programu

Funkčnost programu je zobrazena na Měření 1 a Měření 2 za odlišných podmínek a na různých osobách. Měření jsou popsána dle jednotlivých oken programu.

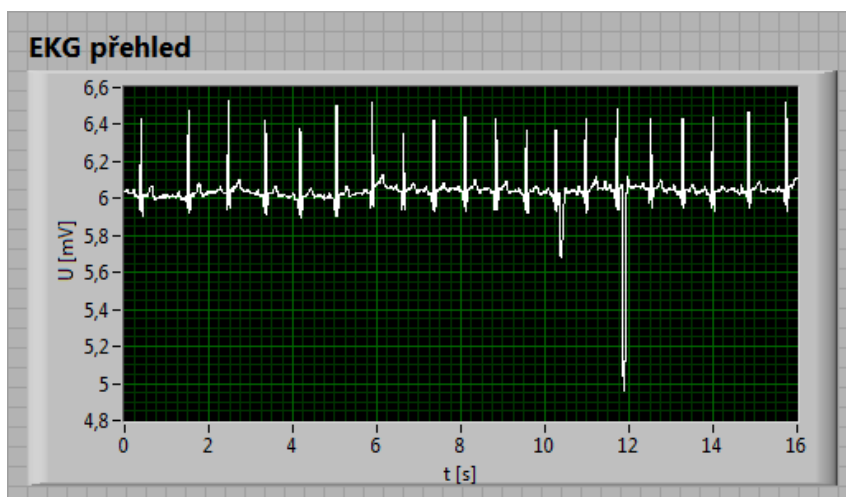
#### 8.1.1 Okno EKG přehled

V grafu EKG přehled je vidět průběh měřeného EKG v čase. Na obrázku EKG přehled měření 1 (Obr. 44) je vidět 16ti sekundový úsek. Hodnoty jsou zobrazeny v závislosti na čase. V grafu je vidět patrné zašumění. Toto zašumění grafu je způsobeno pohybovými a fyzikálními artefakty. Pohybové artefakty jsou dány pohyby hrudníku a fyzikální síťovým brumem neboli šumem ze sítě 50 Hz a špatným kontaktem elektrody s kůží.



**Obr. 44 EKG přehled - Měření 1**

V EKG přehledu měření 2 (Obr. 45) je zobrazen 16ti sekundový úsek měřeného EKG. V 11 sekundě a 12 sekundě je patrná chyba EKG měření. Ta je dána dočasně vadným kontaktem elektrody ke kůži a poklesem potenciálu

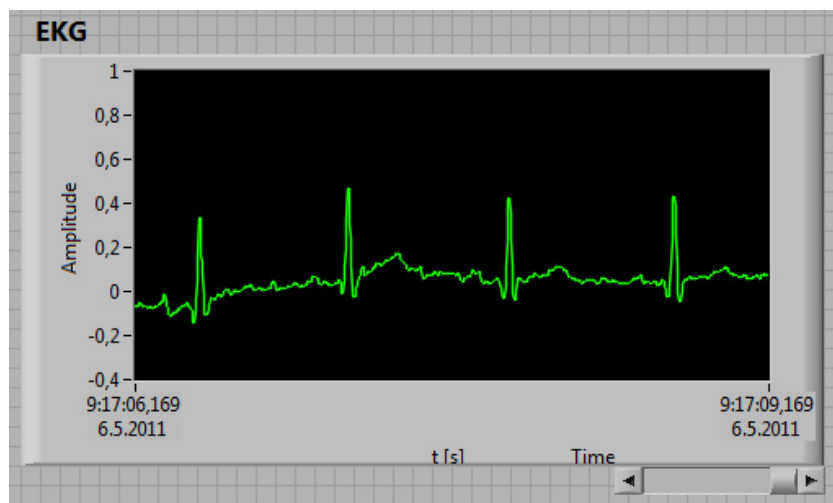


**Obr. 45 EKG přehled - Měření 2**

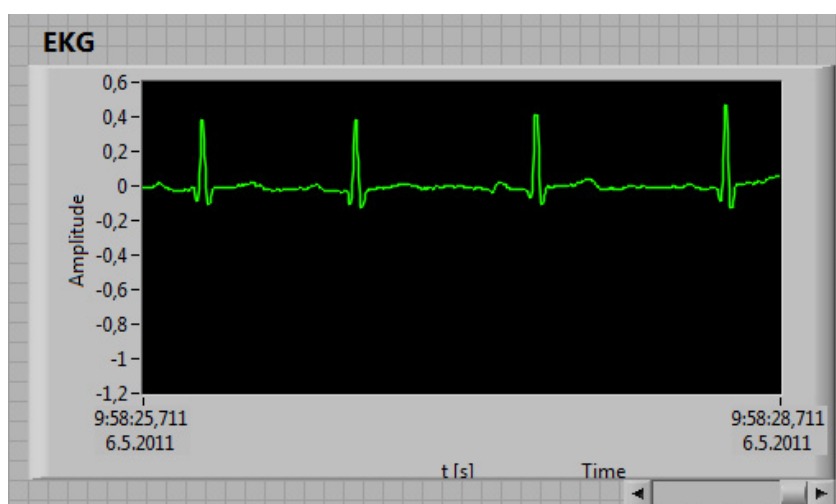
### 8.1.2 Okno EKG

Graf EKG zobrazuje vybraný úsek EKG. Znáznorňuje 4 sekundový záznam EKG v závislosti na čase. Požadovaný úsek EKG může být vybrán posuvníkem, který je umístěný pod grafem. Graf je posunut do nuly, aby byla dobře vidět amplituda signálu.

V měření 1 (Obr. 46) je patrné větší rušení signálu, které je dáno špatným kontaktem elektrod s kůží. Měření 2 (Obr. 47) zobrazuje EKG, které není rušeno pohybovými artefakty a ani zde není špatný kontakt elektrody s kůží.



**Obr. 46 Vybraný úsek EKG - Měření 1**

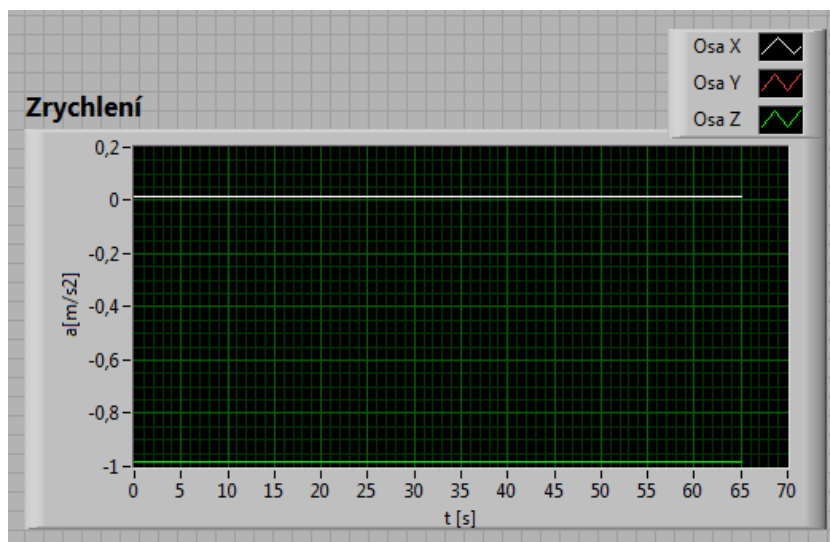


**Obr. 47 Vybraný úsek EKG - Měření 2**

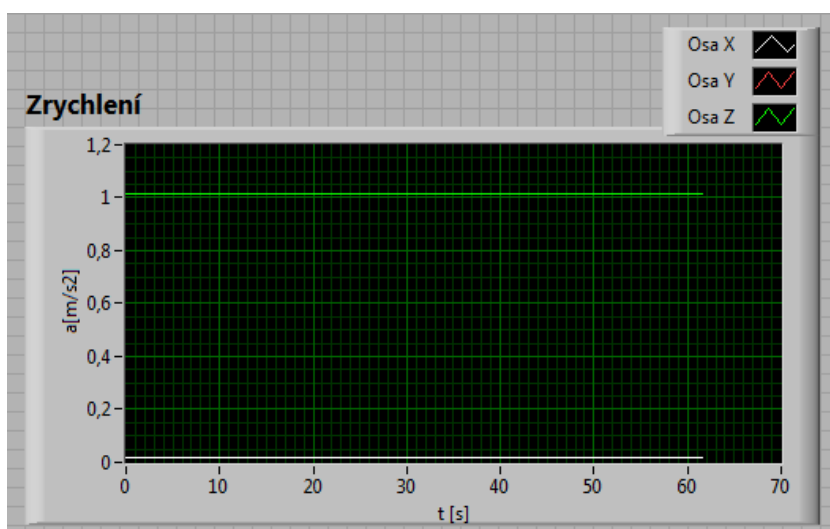
### 8.1.3 Okno Zrychlení

Navržený program obsahuje okno pro zobrazení grafu zrychlení a polohy. Graf demonstruje polohu zařízení a tedy i snímané osoby, resp. pilota vozidla. Takto je možné detekovat, zda se vozidlo převrátilo. Graf zrychlení a polohy zobrazuje zrychlení v závislosti na čase, pozice jednotlivých os vyobrazuje aktuální poloh.

Dle grafu pro měření 1 (Obr. 48) vidíme, že prototyp vestavěného senzorového systému byl umístěn v pozici vodorovné a statické. Při měření 2 byl prototyp obrácen, to je zobrazeno změnou polohy osy z.



Obr. 48 Graf zrychlení a polohy - Měření 1



Obr. 49 Graf zrychlení a polohy - Měření 2

#### 8.1.4 Okno Tepová frekvence, Dechová frekvence a Teplota

Program dále zobrazuje hodnoty tepové frekvence, dechové frekvence a teploty v reálném čase. Tepová frekvence a dechová frekvence je vyhodnocována ze signálu EKG.

Tepová frekvence je dána výpočtem uvedeným v kapitole 5.2:

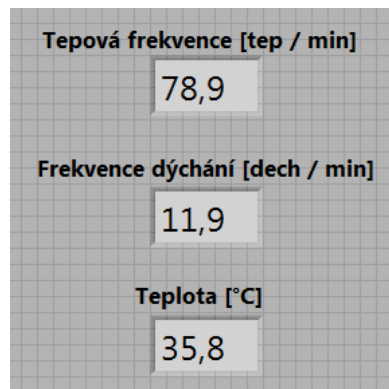
$$tep = \frac{N_R}{t} \cdot 60,$$

kde  $N_R$  je počet kmitů za čas  $t$ .

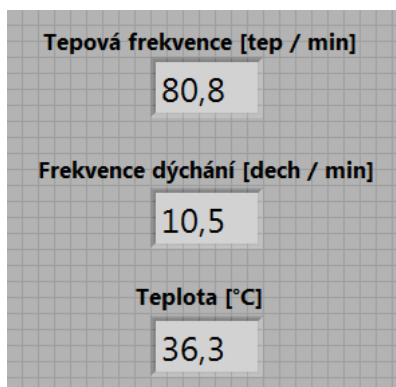
Dechová frekvence je získána z EKG dle kapitoly 5.3., ze které vyplývá, že EKG záznam je modulován v rytmu dýchání. Nejprve jsou z EKG odfiltrovány srdeční stahy, tedy vlna P, komplex QRS a vlna T. Po filtraci zůstává pouze izoelektrická linie EKG záznamu, na které již vidíme, průběh dechovou frekvence. Následuje filtr typu dolní propust a výpočet:

$$tep = \frac{N_N}{t} \cdot 60,$$

kde  $N_N$  je počet nádechů, resp. vln za čas  $t$ .



Obr. 50 Tepová frekvence, dechová frekvence, teplota - měření 1



Obr. 51 Tepová frekvence, dechová frekvence, teplota - měření 2

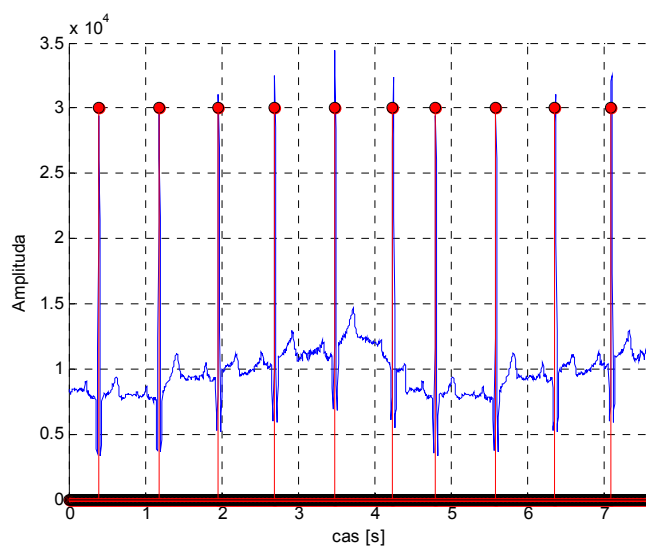
## 8.2 Offline zpracování dat EKG

Offline zpracování dat je možno provádět i v dalších softwarových prostředích, např. v programovém prostředí Matlab. V programu Matlab 7.9.0. (R2009b) byly vytvořeny dva soubory. Soubor pro zpracování dat za účelem výpočtu tepové frekvence a soubor pro zpracování dat za účelem výpočtu dechové frekvence.

Výstupem souboru tepové frekvence je graf signálu EKG (Obr. 52), s detekovanými kmity R pro výpočet tepové frekvence a textový výstup:

Zobrazeno je 10 tepů za 7.596 sekund.

Tep je 79 tepů za minutu.

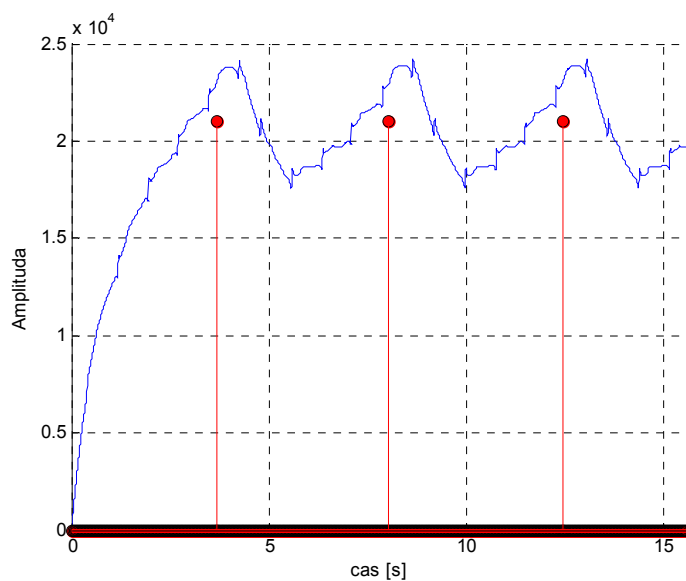


**Obr. 52 Tepová frekvence**

Výstupem souboru dechové frekvence je graf se zobrazeným dechovým průběhem (Obr. 53) a detekovanými dechovými vlnami, resp. nádechem. Soubor má taktéž textový výstup:

Zobrazeno je 3 nádechů za 15.596 sekund.

Dech je 12 nádechů za minutu.



**Obr. 53 Dechová frekvence**

## 9 Závěr

Diplomová práce se zabývala problematikou měření a sběru biometrických dat pro účely biotelemetrie posádek dopravních prostředků a zejména pak realizací prototypu zařízení umožňujícího tato měření provádět. V rámci této práce jsem si rozšířila znalosti v oblasti měření biosignálů, jejich přenosu a zpracování. Dále jsem se pak podrobněji seznámila s měřením elektrokardiografie, využitím senzorů zrychlení a v neposlední řadě s procesorovou technikou pro vestavné systémy. Při návrhu zařízení jsem využila také znalosti a zkušenosti v oblasti biometrie, zpracování a vizualizace biologických signálů získané během stáže na University of Twente v Enschede v Nizozemí.

Na základě studia biotelemetrie jsem pak navrhla a realizovala prototyp vestavného systému pro měření základních životních funkcí posádky vozidla. Ten je postaven na elektronických obvodech a mikroprocesorové technice přímo určených k této aplikaci, tvořené integrovaným analogově digitálním převodníkem s patřičným analogovým přizpůsobením a předzpracováním signálu na čipu ADS1298 od firmy Texas Instruments, který je přímo určen pro měření EEG/EKG. Dále se jedná o digitální akcelerometr LIS331DLH, který je vhodný pro použití ve vestavných systémech tohoto typu z důvodů minimálních rozměrů a nízké spotřeby. Důvodem jeho použití je měření pohybu snímané osoby v různých kritických situacích (převrácení vozidla). Další komponentou měřicího systému je teplotní čidlo Pt100 připojené k analogově digitálnímu převodníku ADS1247, jehož výstupem je teplota měřené osoby. Data všech částí měřicího systému jsou sbírána mikrokontrolérem Atmel Atmega16, který data zasílá bezdrátově (využit Bluetooth modul firmy ConnectBlue SPA311) či po sériové lince RS232, vhodným komunikačním protokolem do osobního počítače či jiného zařízení, na kterém probíhá zpracování naměřených dat a vizualizace.

Aplikace pro zpracování a vizualizaci naměřených byla vytvořena v grafickém programovacím jazyku LabView. Umožňuje zobrazit příchozí data v reálném čase, provádět jejich analýzu jako je dýchací a tepová frekvence, analýzu silového působení na posádku a analýzu teploty snímané osoby. V aplikaci je možné rovněž zobrazovat historické trendy a archivovaná data. Uložená data je možné dále zpracovávat i pomocí jiných softwarových nástrojů (např. Matlab).

V případě využití komunikačního rozhraní vozidla jsou data přiřazena k jeho telemetrii a předávána k uložení prostřednictvím GPRS modemu databázovému systému založeného na nástrojích firmy Oracle.

Realizovaný prototyp senzorového subsystému je určený zejména pro využití v prototypových vozidlech řady Kaipan Voltage. V současné podobě se jedná o technologický prostředek demonstrující možnosti měření biotelemetrie v dopravních prostředcích, zejména pak jako nástroj určený pro účely návrhu ergonomie vozidla vedoucí k optimalizaci psychické a fyzické zátěže osádek vozidel.

Po úpravě a další miniaturizaci zařízení je možné navržené obvodové zapojení implementovat do standardní výbavy prototypového vozidla. Rovněž je možné jej modifikovat i pro využití v jiných oblastech lidské činnosti, zejména pak tam, kde přesné informace o fyziologickém stavu snímané osoby umožňují zlepšit fyzickou výkonnost či odvrátit možné zdravotní rizika.



## Použitá literatura

- [1] BÍLEK, J.: *Přístrojová technika a monitorování pacientů v urgentní medicíně*, Ostrava, 2007
- [2] FRADEN, J.: *Handbook of Modern Sensors: Physics, Designs, and Applications*, Springer Science, 2010
- [3] HAMPTON, J. R.: *Ekg stručně, jasně, přehledně*, Grada Publishing, 2005
- [4] MASON, L.: *Signal Processing Methods for Non-Invasive Respiration Monitoring*, Trinity College Michaelmas, 2002
- [5] MILLER, M.: *Discovering Bluetooth*, Sybex Inc., 2001
- [6] MOHYLOVÁ, J., et al.: *Zpracování signálu v lékařství*, VŠB-TU Ostrava, Fakultní nemocnice Bulovka oddělení neurologie Praha, Žilina, 2004
- [7] OTTOVÁ-LEITMANNOVÁ, A.: *Základy biofyziky*, Bratislava, Alfa, 1993
- [8] PENHAKER, M., IMRAMOVSKÝ, M., TIEFENBACH, P.: *Lékařské diagnostické přístroje učební texty*, ISBN 80-248-0751-3, Ostrava, 2004
- [9] PETRICK, A., et al.: *IEEE802.11 Handbook*, IEEE New York, 2005
- [10] ROKYTA, R.: *Fyziologie*, Praha, ISV nakladatelství, 2000
- [11] ROZMAN, J., et al.: *Elektronické přístroje v lékařství*, Praha: Academia, 2006
- [12] ROZMAN, J., et al.: *Lékařská diagnostická technika*, Academia, 2006
- [13] TROJAN, S., et al.: *Lékařská fyziologie*, Praha: Grada, 2003
- [14] UHROVÁ, H.: *Membránový potenciál*, World Wide, 2006
- [15] DUDÁČEK, K.: *Sériová rozhraní SPI, Microwire, I2C a CAN*, Publikované 2002, URL: <http://www.omegaeng.cz/prodinfo/Accelerometers.html>
- [16] KARAS, O.: *Počítačové zpracování signálů I - základní úvod*, Publikované 2009, URL: <http://programujte.com/?akce=clanek&cl=2008102400-pocitacove-zpracovani-signalu-i-zakladni-uvod>
- [17] VOJÁČEK, A.: *Jak pracují nové 3D MEMS akcelerometry Freescale?*, Publikované 2007, URL: <http://hw.cz/Produkty/Nove-soucastky/ART1875-Jak-pracuji-nove-3D-MEMS-akcelerometry-Freescale-.html>
- [18] BRADÁČ, Z., et al.: *Bezdrátové komunikace v automatizační praxi II: standard Bluetooth*, Publikované 2007, URL: [http://www.odbornecasopisy.cz/index.php?id\\_document=28874](http://www.odbornecasopisy.cz/index.php?id_document=28874)
- [19] MOODY, G., B., et al.: *Derivation of Respiratory Signals from Multi-lead ECGs*, Publikované 2000, URL: <http://www.physionet.org/physiotools/edr/cic85/>
- [20] Otevřená encyklopedie Wikipedie: *Bluetooth*, <http://cs.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>
- [21] Otevřená encyklopedie Wikipedie: *Wi-Fi*, URL: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Wifi>
- [22] MELECHOVSKÝ, D.: *Přetížení*, Publikováno 2008, URL: <http://www.aeroweb.cz/clanek.asp?ID=1241&kategorie=3>
- [23] ŘEHÁK, J., et al.: *Osobní síť - Bluetooth a IEEE 802.15*, Publikované 2003, URL: <http://hw.cz/Produkty/Ethernet/ART917-Osobni-site---Bluetooth-a-IEEE-802.15.html>

- [24] ŠPRINGL, V., et al.: Měření teploty - polovodičové odporové senzory teploty, Publikované 2004, URL: <http://hw.cz/Teorie-a-praxe/Dokumentace/ART1141-Mereni-teploty---polovodicove-odporove-senzory-teploty.html>
- [25] OTÁHALOVÁ, T.: *Soubor měření na elektrokardiografu - laboratorní úloha*, VŠB-TU Ostrava, 2008, Bakalářská práce
- [26] ŽVAK, V.: *Měření objektu ve statických a dynamických podmínkách*, VŠB-TU Ostrava, 2010, Diplomová práce
- [27] *8-bit Microcontroller with 16K Bytes In-System Programmable Flash ATmega16 ATmega16L*, Atmel Corporation, 2002, Datasheet
- [28] *ADS1298 Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements*, Texas Instruments Incorporated, 2011, Datasheet
- [29] *24-Bit Analog-to-Digital Converters for Temperature Sensors*, Texas Instruments Incorporated, 2010, Datasheet
- [30] *LIS331DLH MEMS digital output motion sensor ultra low-power high performance 3-axes "nano" accelerometer*, STMicroelectronics, 2008, Datasheet
- [31] *OEM Serial Port Adapter™ cB-OEMSPA311 / 331, cB-0901 Electrical & Mechanical Datasheet*, connectBlue AB, 2006, Datasheet